

明 細 書

磁気共鳴イメージング装置、画像データ補正装置および画像データ補正方法

技術分野

- [0001] 本発明は、磁気共鳴現象を利用して被検体の磁気共鳴(MR: magnetic resonance)画像を得る磁気共鳴イメージング装置、画像データ補正装置および画像データ補正方法に係り、とくに、マルチショットのスキャンを行ってk空間(k-space)に充填するデータを収集するspin warp法、spiral法、radial法などに拠る磁気共鳴イメージングを行うときに、被検体の非線形の動きに因って空間的に不均一に劣化した収集データの補正を実施する磁気共鳴イメージング装置、画像データ補正装置および画像データ補正方法に関する。

背景技術

- [0002] 磁気共鳴イメージングは、今や、医療現場において重要な医用モダリティの一つとして使用されている。この磁気共鳴イメージングを実施するシステムは磁気共鳴イメージング装置と呼ばれ、高周波磁場を被検体に印加して磁気共鳴現象を被検体内の磁化スピンの起こさせ、これによって生じるエコー信号を収集するという動作を一連の時系列の元に実行し、このエコー信号を処理(再構成処理を含む)して被検体のMR画像を得ることを基本としている。かかる一連の動作はスキャンと呼ばれている。
- [0003] この磁気共鳴イメージングにあつては、このスキャン中に被検体が動く(鼓動や呼吸に因る体動を含む)ことは好ましくなく、そのような動きはモーションアーチファクトとなり、再構成されるMR画像の画質を劣化させてしまう。このため、モーションアーチファクトの抑制は磁気共鳴イメージングにおける重要な技術的なテーマとなっている。
- [0004] マルチショット型のパルスシーケンスを用いて磁気共鳴イメージングを行うときの、モーションアーチファクトを抑制する方法の一つに、ナビゲーター(navigator)と呼ばれる傾斜磁場パルスを用いる方法が知られている。このナビゲーターを印加して収集されるエコー信号(ナビゲーター・エコー(navigator echo)信号、又は、略して、ナビ・エコー(navi echo)とも呼ばれる)を用いて被検体の動きをモニタし、そのモニタ情報に

基づいて収集データを補正する方法である(非特許文献1～8を参照)。

- [0005] 動きをモニタするデータの形態は、当初、非特許文献1, 2に見られるように、1次元の投影プロフィールであった。これに対し、最近では、非特許文献4, 5, 7に見られるように、スキャン中に動きを2次元でモニタして補正する方式も提案されている。
- [0006] しかしながら、これまで報告されている方法は、頭部など線形の動き、すなわち剛体としての平行移動や回転移動を対象としたものである。動きに空間的な分布の在る、すなわち非線形の動きに関しては、拡散イメージングのようにボクセル内に留まる動きを対象としたもの(非特許文献7を参照)、頭部の時系列画像で動き成分を空間周波数的に分離できる応用(特許文献9を参照)では報告されているだけであり、腹部の呼吸性の動き(モーション)など、腹部を成す各位置が空間的に不均一に移動(シフト)する非線形な動きを対象としたものでは報告されていない。
- [0007] この未報告であることの技術的な理由を説明する。磁気共鳴イメージングでは、一定強度および一定時間の傾斜磁場のもとで、その傾斜磁場と平行な方向に剛体が線形な位置シフトを行う場合、その位置シフトは r (real)空間(r -space: 正確には片側軸のみ r 空間であり、他方の軸は k 空間なのでハイブリッド空間(h -space)とも呼ばれる)での平均位相のシフト量に比例する。したがって、位置毎に非線形のシフトすなわち、位置毎のシフト量が異なる場合、平均位相を求めても動きの空間分布を知ることはいできない。
- [0008] 一方、動きに伴う位置シフトの空間分布を変動する頻度に応じて測定することができれば、非線形な動きの補正が可能である。動き測定のためにはイメージング用パルスシーケンス以外にナビゲーターパルスをショット毎に新たに加える必要がある。しかし、この手法の場合、動きの2次元分布を求めるために収集するナビ・エコーには時間的制約が加わる。他方で、動きを、ある軸方向の投影データである1次元として測定することは比較的容易であるため、多く報告されている。しかし、この手法が適用できるのは、剛体としての線形の動きに限られており、非線形の動きに対応することは困難である。
- [0009] ナビ・エコーを1次元の投影データとして測定する場合について詳述する。この場合、通常は、イメージング用のエコー以外に、ショット毎に位相エンコード量をゼロに

して、イメージングの読出し(リードアウト)方向に傾斜磁場パルスをかけながらナビ・エコーを収集したときの読出し方向のナビ・エコー、すなわち位相エンコード方向へのプロジェクションデータを取得して補正する。この場合、読出し方向のナビ・エコーについては、イメージング用のエコーの収集時と同一の動きをしたとみなせるタイミングで位相エンコード方向に沿って積分したプロジェクションデータを読出し方向の各位置について取得できる。このため、読出し方向における各プロジェクションデータの各ラインに対応してイメージング用エコーを補正することができる。従って、読出し方向での非線形の動きにもある程度は対応可能である(非特許文献1を参照)。

[0010] しかしながら、イメージング時の読出し方向のナビ・エコー収集の場合、位相エンコード方向での動きに対する非線形な補正は不可能なので、位相エンコード方向のナビ・エコーを用いることになる。しかし、この場合、読出し方向のナビ・エコーと異なって、ナビ・エコーと同一の動きの状態で取得したイメージング用のエコーデータはナビ・エコーと同一ショットで取得されたラインのみである。このため、イメージング用のエコーの位相エンコード方向において、ショット毎に異なる動きの状態で取得されたデータが混在する。ゆえに、そのまま位相エンコード方向にフーリエ変換して r 空間(ハイブリッド空間(h-space)とも呼ばれる)に直しても、フーリエ変換したナビ・エコーのラインとは対応しない。したがって、位相エンコード方向のナビ・エコーにより、位相エンコード方向の非線形な動き補正を行うことは困難である。しかし、これもイメージング用エコーの k 空間でナビ・エコーと対応するショット以外の位置にゼロを詰めて、ハイブリッド空間(h-space)に変換したデータをショット毎に補正したものを合成すれば、補正は可能ではある。

[0011] このように、原理的には空間的に不均一な動きによる位置のシフトや位相の分布を測定し、 r 空間にてボクセル毎に補正することは可能だが、本来の画像化手法(パルスシーケンス)とは別の動きの測定手法(パルスシーケンスまたは外部のモニタ)が必要となり、測定を行うこと自体が時間的にも技術的にも困難であることに加え、測定と補正を一画像につきショット数分、実施する必要があり、ショット数が増えるほど演算量が膨大で非現実的なものになる。プロジェクションとしての1次元分布を用いた場合、イメージングの読出し方向の動きなら非線形でも、 r 空間にてプロジェクションライ

ン毎に位置シフトを測定し、逆にシフトすることで可能になるが、演算量が多くなる。イメージングの位相エンコード方向の非線形な動きを対象にすると、演算量がさらに多くなる。この場合、k空間における補正では、補間は不要であるが、実空間での補正では1ピクセル以下の程度でのシフトの補正には補間が必要になる。

[0012] この状況を、マルチショットのスピンワープ (spin warp) 法を例に詳述する。マルチショットのスピンワープ法の場合、1ショット毎にk空間で位相エンコード方向に分割してあるライン数分のまとまったデータを取得する。このため、k空間ではショット毎に異なる動きの影響を受けたデータが混在している。空間的な位置の非線形補正においては、r空間でショットn毎に位置y毎の非線形シフトの分布 $\Delta Y(y,n)$ を計測して補正した画像を繰り返して作成しても画像空間で折返しが生じ、異なる動きの部分が重なり合って区別できなくなるため、原理的に補正できない。また、測定自体も、非線形の動きの場合はボクセル毎に同一部分の移動前後の位置関係を同定することは極めて困難である。特に、通常のスピンワープ法の場合は、ショット毎に1ラインずつ収集し、ライン毎にr空間データに変換してから位置y毎のシフト量を計測し、この後にy毎に位置の補正を行うので、計測及び補正ともに演算量が膨大になる。

[0013] 一方、k空間では空間的な0次および1次の位相分布までなら計測や補正も容易で、r空間での位置シフトは、k空間における位相シフトになる。このため、k空間の同一ポイントでの位相項の積の演算で済むことや、r空間でのサブピクセル以下の補正も可能なため、処理の都合上、k空間での演算が望ましい。しかし、k空間では、線形モーションの計測及び補正に限定され、空間的な非線形モーションの計測及び補正は困難である。

非特許文献1: Ehman RL, Felmlee JP. Radiology. Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures. Radiology 1989 Oct;173(1):255-63.

非特許文献2: Ordidge RJ, Helpert JA, Qing ZX, Knight RA, Nagesh V. Correction of motional artifacts in diffusion-weighted MR images using navigator echoes. Magn Reson Imaging. 1994;12(3):455-60.

非特許文献3: Wang Y, Rossman PJ, Grimm RC, Riederer SJ, Ehman RL. Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiration ef

fects in three-dimensional coronary MR angiography. Radiology. 1996 Jan;198(1):55-60.

非特許文献4:Pipe JG. Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. Magn Reson Med. 1999 Nov;42(5):963-9.

非特許文献5:Pipe JG, Farthing VG, Forbes KP. Multishot diffusion-weighted FSE using PROPELLER MRI. Magn Reson Med 2002 Mar;47(3):621.

非特許文献6:McGee KP, Grimm RC, Felmlee JP, Rydberg JR, Riederer SJ, Ehman RL. The shoulder: adaptive motion correction. Radiology. 1997 Nov;205(2):541-5.

非特許文献7:Miller KL, Pauly JM. Nonlinear phase correction for navigated diffusion imaging. Magn Reson Med. 2003 Aug;50(2):343-53.

非特許文献8:Manke D, Nehrke K, Bornert P. Novel prospective respiratory motion correction approach for free-breathing coronary MR angiography using a patient-adapted affine motion model. Magn Reson Med. 2003 Jul;50(1):122-31.

非特許文献9:Langenberger KW, Moser E. Nonlinear motion artifact reduction in event-triggered gradient-echo FMRI. Magn Reson Imaging. 1997;15(2):163-7.

[0014] 発明の開示

本発明は、上述した従来技術が抱える状況に鑑みてなされたもので、磁気共鳴イメージングにおいて、特にマルチショット型のパルスシーケンスを用いて収集・充填したk空間のデータから画像を得る場合に、撮像部位の非線形の動きに因って空間的に不均一に劣化して収集されたエコーデータを比較的簡便にかつ高速に補正してMR画像を得ることが可能な磁気共鳴イメージング装置、画像データ補正装置および画像データ補正方法を提供することを目的とする。

[0015] 本発明に係る画像データ補正装置は、上述した目的を達成するために、被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報を取得する動き情報取得部と、前記動き情報に基づいて、磁気共鳴イメージングのスキャンにより収集された前記被検体の撮像部位の画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行う補正部と、前記補正部により補正された前記第1の領域および前記第

2の領域の各画像データを合成する合成部とを備えるものである。

[0016] また、本発明に係る画像データ補正装置は、上述した目的を達成するために、被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報に基づいて、磁気共鳴イメージングのスキャンにより収集された前記撮像部位の画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行う補正部と、前記補正部により補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成する合成部とを備えるものである。

[0017] また、本発明に係る画像データ補正装置は、上述した目的を達成するために、被検体の撮像部位の第1の領域および第2の領域における第1の空間上のデータを第3の領域および第4の領域における第2の空間上のデータに変換する第1のデータ変換部と、前記第3の領域における前記第2の空間上のデータに対し、前記第4の領域と異なる補正を施す補正部と、補正後における前記第3の領域における前記第2の空間上のデータおよび前記第4の領域における前記第2の空間上のデータを合成する合成部と、合成後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換する第2の変換部とを備えるものである。

[0018] また、本発明に係る画像データ補正装置は、上述した目的を達成するために、被検体の撮像部位における複数の領域の第1の空間上のデータのうち少なくとも1つの領域のデータを第2の空間上のデータに変換する第1のデータ変換部と、前記第2の空間上のデータに補正を行う補正部と、前記補正後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換する第2のデータ変換部とを備えるものである。

[0019] また、本発明に係る画像データ補正方法は、上述した目的を達成するために、被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報を取得するステップと、前記動き情報に基づいて、磁気共鳴イメージングのスキャンにより収集された前記被検体の撮像部位の画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行うステップと、補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成するステップとを有するものである。

[0020] また、本発明に係る画像データ補正方法は、上述した目的を達成するために、被

検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報に基づいて、磁気共鳴イメージングのスキャンにより収集された前記撮像部位の画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行うステップと、補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成するステップとを有するものである。

[0021] また、本発明に係る画像データ補正方法は、上述した目的を達成するために、被検体の撮像部位の第1の領域および第2の領域における第1の空間上のデータを第3の領域および第4の領域における第2の空間上のデータに変換するステップと、前記第3の領域における前記第2の空間上のデータに対し、前記第4の領域と異なる補正を施すステップと、補正後における前記第3の領域における前記第2の空間上のデータおよび前記第4の領域における前記第2の空間上のデータを合成するステップと、合成後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換するステップとを有するものである。

[0022] また、本発明に係る画像データ補正方法は、上述した目的を達成するために、被検体の撮像部位における複数の領域の第1の空間上のデータのうち少なくとも1つの領域のデータを第2の空間上のデータに変換するステップと、前記第2の空間上のデータに補正を行うステップと、前記補正後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換するステップとを有するものである。

[0023] また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述した目的を達成するために、被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報を取得する動き情報取得部と、磁気共鳴イメージングのスキャンにより前記被検体の撮像部位の画像データを収集する画像データ収集部と、前記動き情報に基づいて、収集された前記画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行う補正部と、前記補正部により補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成する合成部とを備えるものである。

[0024] また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述した目的を達成するために、磁気共鳴イメージングのスキャンにより被検体の撮像部位の画像データを収集する画像データ収集部と、前記撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示

す動き情報に基づいて、収集された前記画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行う補正部と、前記補正部により補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成する合成部とを備えるものである。

[0025] また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述した目的を達成するために、磁気共鳴イメージングのスキャンにより被検体の撮像部位における第1の空間上のデータを収集するデータ収集部と、第1の領域および第2の領域における前記第1の空間上のデータを第3の領域および第4の領域における第2の空間上のデータに変換する第1のデータ変換部と、前記第3の領域における前記第2の空間上のデータに対し、前記第4の領域と異なる補正を施す補正部と、補正後における前記第3の領域における前記第2の空間上のデータおよび前記第4の領域における前記第2の空間上のデータを合成する合成部と、合成後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換する第2の変換部とを備えるものである。

[0026] また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述した目的を達成するために、磁気共鳴イメージングのスキャンにより被検体の撮像部位における第1の空間上のデータを収集するデータ収集部と、複数の領域の前記第1の空間上のデータのうち少なくとも1つの領域のデータを第2の空間上のデータに変換する第1のデータ変換部と、前記第2の空間上のデータに補正を行う補正部と、前記補正後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換する第2のデータ変換部とを備えるものである。

[0027] このような本発明に係る磁気共鳴イメージング装置、画像データ補正装置および画像データ補正方法によれば、磁気共鳴イメージングにおいて、特にマルチショット型のパルスシーケンスを用いて収集・充填したk空間のデータから画像を得る場合に、撮像部位の非線形の動きに因って空間的に不均一に劣化して収集されたエコーデータを、動きの程度に応じて線形補正したデータの和(合成)として補正することで、比較的簡便にかつ高速に補正されたMR画像が得られる。

図面の簡単な説明

[0028] [図1]本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の1つの実施形態を示す、構成に関するブロック図。

[図2]被検体の腹部の断面とその各部位の動きを説明する図。

[図3]本発明の実施形態で使用可能なナビゲーターを用いたパルスシーケンスの一部を示す図。

[図4]本発明の実施形態で使用可能なナビゲータを用いた別のパルスシーケンスの一部を示す図。

[図5]第1の実施形態に係るデータ収集、非線形補正、及び再構成の手順の概要を説明する図。

[図6]k空間の領域のデータを3分割するときに作成するウィンドウ関数Wの例を示すグラフ。

[図7]第2の実施形態に係るデータ収集、非線形補正、及び再構成の手順の概要を説明する図。

[図8]第2の実施形態の変形例に係るコイル配置を説明する図。

[図9]本発明の第3の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置において受信RFコイルとして用いられるシングルコイルおよびマルチコイルとその感度プロファイル並びに被検体の非剛体モーションの大きさを示す図。

[図10]図9に示すような1次元の動き分布と同様な感度分布を有する2つの表面コイルを用いて収集された各k空間データをそれぞれ2つの領域に分割することにより等価的に3分割する場合におけるウィンドウ関数を示す図。

[図11]本発明の各実施形態における補正処理の原理を説明する図。

[図12]本発明の各実施形態に共通する処理の手順を示す概略フローチャート。

[図13]本発明により3次元的に非剛体の動きを補正する場合の手順を示すフローチャート。

[図14]被検体において、非剛体の3次元的な動きがある場合にy方向からみた動き方向の例を示す図。

[図15]図14に示す被検体における非剛体のx方向からみた動き方向を示す図。

[図16]位相エンコード方向と垂直な方向に1次元の分布を有する非剛体の動きがあった場合に、本発明によりシングルコイルを用いてソフト的にk空間データを分割して補正することにより得られた断層画像を示す図。

[図17]PE方向に1次元の分布を有する非剛体の動きがあった場合に、本発明によりシングルコイルを用いてソフト的にk空間データを分割して補正することにより得られた断層画像を示す図。

[図18]PE方向に1次元の分布を有する非剛体の動きがあった場合に、本発明によりシングルコイルを用いてソフト的に空気部分を含めてk空間データを分割して補正することにより得られた断層画像を示す図。

[図19]PE方向に1次元の分布を有する非剛体の動きがあった場合に、本発明により2つのエレメントコイルを有するマルチコイルを用いてハード的に2分割したk空間データをウィンドウ関数を用いてソフト的に更に2分割し、等価的に3分割されたk空間データを線形補正することにより得られた断層画像を示す図。

発明を実施するための最良の形態

[0029] 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

[0030] (第1の実施の形態)

以下、本発明の磁気共鳴イメージング装置に係る一実施形態を図1～5を参照して説明する。

[0031] この実施形態にかかる磁気共鳴イメージング (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置の概略構成を図1に示す。

[0032] この磁気共鳴イメージング装置は、被検体Pを載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部とを備えている。

[0033] 静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石1と、この磁石1に電流を供給する静磁場電源2とを備え、被検体Pが遊挿される円筒状の開口部(診断用空間)の軸方向(Z軸方向)に静磁場 H_0 を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル(図示せず)が設けられている。寝台部は、被検体Pを載せた天板Tを磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

[0034] 傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX軸方向、Y軸方向及びZ軸方向の傾

斜磁場を発生させるための3組(種類)のx, y, zコイル3x~3zを備える。傾斜磁場部はまた、x, y, zコイル3x~3zに電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサ5の制御のもとで、x, y, zコイル3x~3zに傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

[0035] 傾斜磁場電源4からx, y, zコイル3x~3zに供給されるパルス電流を制御することにより、物理軸である3軸(X軸, Y軸, Z軸)方向の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場 G_s 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_e 、および読出し方向(周波数エンコード方向)傾斜磁場 G_R から成る論理軸方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読出し方向の各傾斜磁場は静磁場 H_0 に重畳される。

[0036] 送受信部は、磁石1内の撮影空間にて被検体Pの近傍に配設される送信RF(高周波)コイル7T及び受信RFコイル7Rと、このRFコイル7T, 7Rにそれぞれ接続された送信器8T及び受信器8Rとを備える。

[0037] 受信RFコイル7Rは、コイルエレメントを1つであるシングルコイル又はコイルエレメントが複数のマルチコイルであり、何れも表面コイルとして形成されている。受信RFコイルは被検体P(被験者)の撮像部位としての腹部などの体表面に沿って配置される。なお、送信RFコイルは例えば全身用コイルとして形成されている。

[0038] この送信器8T及び受信器8Rは、後述するシーケンサ5の制御のもとで動作する。この動作により、送信器8Tは、核磁気共鳴(NMR:nuclear magnetic resonance)を励起させるためのラーモア周波数のRF(radio frequency)電流パルスを送信RFコイル7Tに供給する。受信器8Rは、受信RFコイル7Rが受信した磁気共鳴(MR:magnetic resonance)信号(高周波信号)を取り込み、これに前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D変換してMR信号のデジタルデータ(原データ)を生成する。

[0039] さらに、制御・演算部は、シーケンサ(シーケンスコントローラとも呼ばれる)5、ホスト計算機6、演算ユニット10、記憶ユニット11、表示器12、及び入力器13を備える。この内、ホスト計算機6は、記憶したソフトウェア手順(図示せず)により、シーケンサ5にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の動作を統括する機能を有する

- 。
- [0040] スキャンに用いるパルスシーケンスとしては、高速SE(spin echo)法、高速FE(field echo)法、EPI(echo planar imaging)法、FASE(fast asymmetric (advanced) spin echo)法、GRASE(gradient and spin echo)法などに拠る2次元又は3次元のマルチショットタイプのパルス列が使用される。補正をk空間で実行するとしても、r空間の情報に基づいてデータを分割するために、k空間を如何なる方法でサンプリングしても良い。このため、かかるパルス列は、具体的には、スピนวープ(spin warp)法、スパイラル(spiral)法、又は、ラジアル(radial)法の何れに基づくパルス列であってもよい。これにより、後述する補正によって、アーチファクトが発生源付近に局所化する場合に、特に大きな補正効果が発揮される。なお、発生するエコー間の動きが無視できないような磁気共鳴イメージングの場合には、シングルショットタイプのスキャンであっても、本発明に係る補正を適用することができる。
- [0041] シーケンサ5は、CPU(Central Processing Unit)およびメモリを備えており、ホスト計算機6から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源4、送信器8T、受信器8Rの動作を制御するとともに、受信器8Rが出力した磁気共鳴信号のデジタルデータを一旦入力し、これを演算ユニット10に転送するように構成されている。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源4、送信器8Tおよび受信器8Rを動作させるために必要な全ての情報であり、例えばx, y, zコイル3x~3zに印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。
- [0042] また、演算ユニット10は、受信器8Rが出力したデジタルデータ(原データ又は生データとも呼ばれる)を、シーケンサ5を通して入力し、その内部メモリによるk空間(フーリエ空間または周波数空間とも呼ばれる)にそのデジタルデータを配置し、このデータを1組毎に2次元または3次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。
- [0043] また演算ユニット10は、本発明に係る補正処理を所定のアルゴリズムにしたがって実行できるようになっている。この補正処理は、現時点で再構成した或いは既已取得している画像データの、被検体の体動に因る空間的に不均一(非線形)な劣化を後

処理として補正する処理である。被検体Pの例えば腹部を撮像する場合、腹部は呼吸性の動き(体動)に因って、その各サンプリング位置が空間的に非線形に動く。これにより、取得した画像データは空間的に不均一に劣化しているのである。このことは、本願発明の中核を成す事項であるので、後で詳述する。

[0044] さらに演算ユニット10は、必要に応じて、画像に関するデータの合成処理や差分演算処理も実行可能になっている。この合成処理には、画素毎に加算する処理、最大値投影(MIP: Maximum Intensity Projection)処理などが含まれる。

[0045] 記憶ユニット11は、再構成された画像データのみならず、上述の合成処理や差分処理が施された画像データを保管することができる。表示器12は例えば再構成画像を表示するのに使用される。また入力器13を介して、術者が希望するパラメータ情報、スキャン条件、パルスシーケンス、画像合成や差分の演算に関する情報などをホスト計算機6に入力できる。

[0046] ここで、上述した画像データに施される後処理としての補正処理について説明する。

[0047] (非線形な動きの性質)

被検体である生体の空間的な動きには、線形な動きと非線形の動きとがあることは既述した。このうち、「空間的に非線形な動き」とは、その動きの振幅や位相に空間的な分布があることを意味している。周期性に関して言えば、呼吸性や心拍などに因る動きは周期性である場合が多いが、不意の突発的な動き(involuntary motion)は非周期的である。

[0048] 腹部臓器を画像化する場合、腹部の撮像領域の各サンプリング位置は呼吸性の動き(体動)の影響を強く受ける。この呼吸性の動きは、空間的に非線形(不均一)になる。そこで、本実施形態は、腹部臓器などを診断するときに、かかる呼吸性の非線形の動きに因って空間的に不均一に分布した動き成分が混じったエコー信号を収集し、このエコー信号の空間的に不均一に劣化した信号成分を補正する。

[0049] 尚、動きは、平行移動と回転のみを伴う剛体変形と、さらに拡大縮小やせん断を含めた線形変形や非線形変形を伴う非剛体変形とに分類することもできる。本発明によれば、より正確には非剛体変形の動きに因って空間的に不均一に分布する動き成分

が混在するエコー信号に対して効果的に補正を行うことができる。従って、非剛体変形のうち線形変形により劣化したデータを対象として補正を行うことも可能であるが、以下では非線形変形に対する補正を対象として説明する。

[0050] この補正を行うために、生体の動きに関してあるモデルを仮定する(図2参照)。このモデルは、空間的に非線形な動きを最も良く示す断面像として、腹部のアキシャル断面像を対象とするが、必ずしもアキシャル断面像でなくてもよい。

[0051] 腹部のアキシャル断面像の場合、図2に示すモデルのように、呼吸性の動きの振幅は背中側では無視できるが、その反対の腹壁側(前側)が最も大きくなり、その間の振幅は背中側から腹壁側へ漸増していると仮定できる。いま、ある2次元対象物の動きの振幅が、x方向では一様であり、y方向では背中側から腹壁側へその距離yに比例して大きくなっているとすれば、腹部のアキシャル断面形状がほぼ楕円であること及びコントラストもほぼ前後左右対称であることを考慮すると、あるタイミングで取得した画像全体の平均シフト量は被写体中心部の動きを反映していると考えられる。このとき、y方向での動きの振幅は、背中側端ではゼロとなり、腹壁側端では最大かつ中心部の2倍の変化を示すものと見做すことができる。

[0052] そこで、本実施形態では、r空間(r-space)で計測又は予測した非線形な動きの情報、すなわち、その動きの大きさ(オーダー)を用いてk空間(k-space)を分割し、その複数の分割k空間で互いに異なる0次の位相補正を行い、その補正されたデータを相互に重み付け加算するという手法を採用する。

[0053] (非線形な動きの検出とその補正)

次いで、上述した非線形な動きの検出及びその補正の具体的な手法を説明する。図3～5に、かかる手法の概要を示す。

[0054] いま、撮像部位は被検体の腹部であり、その腹部の周囲にRF受信コイル7Rとしてシングルコイルから成る表面コイルが配置されているものとする(図5(a)参照)。

[0055] 前述したように、腹部の各位置は呼吸に伴って空間的に非線形に動くので、腹部を診断する場合、動きの大小に応じて空間的に分割して処理をする必要がある。一方で、処理の簡便さからk空間で位相補正を実施したいので、k空間に充填されたデータを空間的な動きの大きさに依存して分割したい。

- [0056] k空間に充填されたデータには、動きの分布に関する位置情報が既に均等に散逸してしまっているため、k空間の空間情報自体を用いた分割は困難である。
- [0057] そこで、動きの空間分布情報を用いてr空間のデータを分割する方法をとる。ここでは腹部のアキシャル断面を対象として、分布の指標として、a) 0次位相のモニタと動きの空間依存性は、「腹側が背側より大きい」という知識(推定)を用いるか、又は、b) 実際に被検体の前後方向(背中側から腹壁方向に向かう方向)を位相エンコード方向として、その方向の腹部の動きをナビゲーション用の傾斜磁場パルスに応答するナビゲーター・エコー(以下、ナビ・エコーと呼ぶ)などでモニタする方法を採用する。
- [0058] なお、r空間における平均(0次)位相のシフトはk空間では1次の位相シフトになる。また、r空間における位置のシフトはk空間では1次の位相シフトになる。
- [0059] したがって、位相誤差が $\exp(i\Phi_0)$ の場合、その位相を補正するにはr空間及びk空間共に一様に各画素データと $\exp(-i\Phi_0)$ との積を演算すればよい。また、r空間でのシフト距離がy方向に ΔY であるならば、k空間で $\exp[-2\pi K_y \Delta Y]$ との積を演算すればよい。
- [0060] 上記a)項に記載の、動きの平均振幅だけをモニタして位相エンコード方向に動きの振幅変化を線形に外装し補正する方法をとる場合、ナビ・エコーで位相エンコード方向に一定値の位相シフトをもたらす傾斜磁場を加えたパルスシーケンスを用いればよい。このパルスシーケンスの例を図3に示す。
- [0061] また、上述したb)項に記載の位相エンコード方向のプロジェクションデータを収集する場合、ナビ・エコーの収集前に位相エンコード方向と読出し方向との両方に同様の傾斜磁場を印加すればよい。この例を図4に示す。
- [0062] なお、図3、4にはパルスシーケンスとしてスピン・ワープ法を適用した高速SE法に基づくパルス列を示すが、紙面の関係上、1ショットに対する1エコーのみを図示している。
- [0063] このような図3又は図4に示すパルスシーケンスを用いてエコー信号が収集され、そのエコーデータが2次元k空間上に配置される(図5(b)参照)。このエコーデータは、演算ユニット10により、2次元フーリエ変換(2DFT: two-dimensional Fourier transform)された実空間の画像データに再構成される(図5(c)参照)。

[0064] ここでは、腹部の空間的動きに応じてk空間のデータ分布を分割するに際して、最も単純に、k空間をその位相エンコード方向に2分割する例を示す。この場合、実空間の画像に位相エンコード方向に相当するy軸方向にウィンドウを掛け(詳しくはウィンドウ関数を乗じる)、動きの程度が腹壁側(腹部の前側)と背中側(腹部の後ろ側)とで各々支配的な2領域にデータ上で分割する(図5(c)、(d)参照)。このデータ上で分割された2つの実空間を2次元の逆フーリエ変換(2DIFT:two-dimensional inverse Fourier transform)により、それぞれ2つの2次元k空間に変換する(図5(e)(f)参照)。

[0065] 一方、前記パルスシーケンスの実行によってショットn毎にナビ・エコー $S_{\text{navi}_y}(K_y, n)$ が収集されているので(図5(g)参照)、このナビ・エコー $S_{\text{navi}_y}(K_y, n)$ から腹部の動き情報としての位相誤差 $\Delta \Phi_0(K_y, n)$ を測定する(図5(h)参照)。

[0066] この測定は具体的には、

[数1]

$$\Phi_0(K_y, n) = 2\pi Y(n)K_y$$

$$\Phi_0(K_y, n_{\text{base}}) = 2\pi Y(n_{\text{base}})K_y$$

$$\Delta \Phi_0(K_y, n) = \Phi_0(K_y, n) - \Phi_0(K_y, n_{\text{base}})$$

としてショットn毎に実行される。但しY(n)は、ショットnにおける動きのシフト量である。

[0067] 次いで、腹壁側のデータを有するk空間のデータにのみ位相補正を行い(図5(i)参照)、背中側のデータを有するk空間のデータには位相補正を行わない。かかる位相補正は、ショットn毎に、各ショットのデータに

[数2]

$$\exp[-i\Delta \Phi_0(K_y, n)]$$

を乗じることで行なわれる。

[0068] この2つのk空間を夫々2次元フーリエ変換(2DFT)して個々の実空間データに戻し、相互に画素値を加算して最終的な実空間データを得る(図5(j)、(k)参照)。

[0069] ここで、上述したエコーデータ(ナビ・エコーのデータを含む)の収集及び補正処理を数式化して説明する。この処理は、本実施形態では、演算ユニット10により実行さ

れるようになっているが、その処理の一部をホスト計算機6に任せるようにしてもよい。

[0070] ここで、

[数3]

$S_{img}(x, y)$: イメージングする対象のエコーデータ、

$S_{navi}(x, Ky)$: 1次元フーリエ変換(FT)された、x軸(読出し)方向のナビ・エコー

、

$Ax_{navi}(x, n)$: n番目のショットでサンプリングされたx軸方向の動きの振幅、

$Ay_{navi}(x, n)$: n番目のショットでサンプリングされたy軸方向の動きの振幅、

$\Phi x_{navi}(Kx, n)$: n番目のショットでサンプリングされたx軸方向のナビ・エコーの位相、

$\Phi y_{navi}(Ky, n)$: n番目のショットでサンプリングされたy軸方向のナビ・エコーの位相、

$W_{L, M, S}(y)$: 人体における動きの支配領域を選択するためのウィンドウ関数、

n : ショット番号($1=1 \sim N_{max}$)

とする。

[0071] 最初に、前述した図3又は図4に示すマルチショットタイプの最も単純な1エコー／ショットである、通常のスピンワープ法によるFSE法に基づくパルスシーケンスを用いてエコーデータを収集して、その画像データが得られる(処理1)。つまり、エコーデータ $S_{img}(Kx, Ky)$ とすると、その実空間の画像データ $P_{img}(x, y)$ は、

[数4]

$$P_{img}(x, y) = FT2D_{Kx \rightarrow x, Ky \rightarrow y} [S_{img}(Kx, Ky)]$$

として得られる。このとき、ナビ・エコー $S_{navi}(K_y, n)$ も同時に収集される。

[0072] 次に、演算ユニット10は、動きのオーダ(大きさ)に応じて空間領域を選択する、すなわちk空間の領域を分割するためのウィンドウを決める(処理2)。

[0073] 具体的には、最初意に位相エンコード方向の被検体の腹部の両縁位置 y_{min} 及び y_{max} を検出する。仮にナビ・エコーを収集して1次元の動きのプロファイルを測定し、これを使用する場合には、動きの空間分布のインデックス $\Delta Y(y)$ が演算される。これ

により、y軸方向、すなわち位相エンコード方向のプロファイル $W(y)$ が

[数5]

$$W(y) = \Delta Y(y) / \{ \Delta y_{\max} - \Delta y_{\min} \}$$

(又は、 ΔY は位相 Φ に置換してもよい)

として得られる。必要であれば、このプロファイル $W(y)$ をスムージングしてプロファイル $W(y)$ としてもよい。

[0074] したがって、k空間データを位相エンコード方向(ここではy軸方向:図2参照)に例えば2分割する場合、その2分割を行なうウィンドウ関数 $W_{L, M, S}(y)$ は、

[数6]

$$W_L(y) = W(y)$$

$$W_S(y) = 1 - W_L(y)$$

となり、仮にk空間データを3分割する場合(図6参照)、ウィンドウ関数 $W_{L, M, S}(y)$ は、

[数7]

$$W_L(y) = 2 \cdot \max[W(y) - 0.5, 0]$$

$$W_M(y) = \{1 - W_L(y)\} (W(y) \geq 0.5 \text{ のとき})$$

$$= W(y) \text{ (otherwise)}$$

$$W_S(y) = 1 - W_L(y) - W_M(y)$$

となる。

[0075] なお、図6は、k空間データを3分割するときの、ウィンドウ関数 $W_{L, M, S}(y)$ の設定を説明するものである。同図は、r空間のy方向での動き分布を表す指標として、その縦軸を位相 Φ で示している。この縦軸は位置シフト ΔY で表すようにしてもよく、何れであつてもよい。

[0076] 次に、演算ユニット10は、k空間は3分割するものとする、求めたウィンドウ関数 $W_{L, M, S}(y)$ と実空間の画像データ $P_{\text{img}}(x, y)$ を使って、k空間のデータを動きの大きい(larger)領域、中程度(medium)の領域、及び小さい(smaller)領域のデータ $S_L(K_x, K_y)$ 、 $S_M(K_x, K_y)$ 、及び $S_S(K_x, K_y)$ にそれぞれ分割する。すなわち、k空間のデータが複数領域のデータに分割される(処理3)。それには、

[数8]

$$P_L(x, y) = W_L(y) P_{img}(x, y)$$

(動きの大きい領域の画像データに対して)

$$P_M(x, y) = W_M(y) P_{img}(x, y)$$

(動きの中程度の領域の画像データに対して)

$$P_S(x, y) = W_S(y) P_{img}(x, y)$$

$$= P_{img}(x, y) - P_L(x, y) - P_M(x, y)$$

(動きの小さい領域の画像データに対して)

$$S_L(K_x, K_y) = \text{IFT}_{x \rightarrow K_x, y \rightarrow K_y} [P_L(x, y)]$$

$$S_M(K_x, K_y) = \text{IFT}_{x \rightarrow K_x, y \rightarrow K_y} [P_M(x, y)]$$

$$S_S(K_x, K_y) = \text{IFT}_{x \rightarrow K_x, y \rightarrow K_y} [P_S(x, y)]$$

$$= S(K_x, K_y) - S_L(K_x, K_y) - S_M(K_x, K_y)$$

の演算が行なわれる。

[0077] 次いで、演算ユニット10により、ショットn毎に、すなわちショットn=1～N_{max}まで順次繰り返して以下の処理4～6が実行される。

[0078] まず、ナビ・エコーS_{navi}(Ky, n)から、動きに因って生じたk空間Φ(Ky, n)における位相分布が求められる(処理4)。

[数9]

$$P_{navi}(y, n) = \text{FT}_{Ky \rightarrow y} [S_{navi}(K_y, n)]$$

$$\Delta Y(y, n) = Y(y, n) - Y(y, n_{base})$$

$$\Delta Y_{mean}(n) = \int \Delta Y(y, n) dy$$

$$\Delta Y_{max}(n) = \max \text{ of } [\Delta Y(y, n)]$$

ここで、ベースのエコーデータはk空間の中心データ(n=N_{max}/2)又は全てのΔY(y, n)の平均に基づいて選択される。

[0079] 次いで、k空間における位相分布の最大値Φ_{max}(K_y, n)が演算される(処理5)。具体的には、線形モデル及びゼロ次位相を用いる場合、

[数10]

$$\Delta \Phi_0(K_y, n) = 2\pi K_y \Delta Y_{mean}(n)$$

$$\Delta \Phi_{\max_y}(K_y, n) = 2 \cdot \max \text{ of } [\Delta \Phi_0(K_y, n)]$$

となり、y軸方向の1次元投影のプロファイル $\Delta Y(y, n)$ を用いる場合、

[数11]

$$\Delta \Phi_{\max_y}(K_y, n) = 2 \pi K_y \Delta Y_{\max_y}(y, n)$$

となる。

[0080] 次いで、同一ショットにおける K_y に対して位相補正が行なわれる(処理6)。具体的には、

[数12]

$$\begin{aligned} S_{L.cor_x}(K_x, K_y) \\ &= S_{L_x}(K_x, K_y) \exp[-i \Delta \Phi_{\max_y}(K_y, n)] \\ S_{M.cor_x}(K_x, K_y) \\ &= S_{M_x}(K_x, K_y) \exp[-i \Delta \Phi_{\max_y}(K_y, n) / 2] \end{aligned}$$

となる。これで、ショットn毎のループは終る。

[0081] 次いで、演算ユニット10は全ての分割k空間のデータを下記式によって合成する(処理7)。

[0082] [数13]

$$\begin{aligned} S_{img.cor_x}(K_x, K_y) \\ &= S_{L.cor_x}(K_x, K_y) + S_{M.cor_x}(K_x, K_y) + S_{S_x}(K_x, K_y) \end{aligned}$$

このようにして求めたk空間全体の補正データ $S_{img.cor_x}(K_x, K_y)$ を2次元フーリエ変換により実空間の画像データに再構成する(処理8)。これを数式化すれば、

[数14]

$$\begin{aligned} P_{img.cor}(x, y) \\ &= FT2D_{Kx \rightarrow x, Ky \rightarrow y} [S_{img.cor_x}(K_x, K_y)] \end{aligned}$$

となる。

[0083] このように、本実施形態によれば、r空間で計測又は予測した腹部の動きの情報を用いてk空間データを動きの程度に鑑みて分割し、かつ、かかる動きの程度に応じた互いに異なる線形の動き補正を分割データ毎に実施し、補正された分割データを最終的に合成するようにしている。ここで、線形の補正とはアフィン変換で定義される補

正の全てが含まれる。

- [0084] つまり、従来では複雑で大量の演算が必要であって実質的に実施困難であった、撮像部位の非線形の動きに因って劣化したデータを、動きの程度に応じて画像データを分割し、各分割データに線形の動き補正を行い、この補正後の分割データを合成することで代替的に非線形のデータ補正を実現している。
- [0085] この代替的な非線形補正により、マルチショット型のMRイメージングを行なう場合でも、腹部などの空間的な非線形は動きに因って空間的に劣化したデータを容易に且つ高速に位相補正することができる。この結果、かかる非線形な動きが影響して空間的な不均一な非線形の位置シフト及び位相シフトが生じることに因るアーチファクトの補正を簡便にかつ高速に行なうことができ、画質を向上させることができる。
- [0086] ここで、前述した図3のパルスシーケンスについて補足しておく。このパルスシーケンスは、ナビ・エコーでショット#毎にイメージングの位相エンコード方向に沿った動きに因るr空間で0次(平均)位相シフトのみを測定する場合のシーケンスである。ナビ・エコー $S_{\text{navi}}(K_y, n)$ の前に位相エンコード方向 G_e に強度 G_m 、時間 T_m の傾斜磁場(ナビゲータ)を加えて、r空間での平均位相(k空間では中心の位相に相当)を測定し、ベースショットとの差を求める。
- [0087] [数15]
- $$\Phi_{\text{navi0}}(n) = \arg [S_{\text{navi}}(K_y = 0, n)]$$
- $$\Delta \Phi_{\text{navi0}}(y, n) = \Phi_{\text{navi0}}(n) - \Phi_{\text{navi0}}(n_{\text{base}})$$
- [0088] なお、 $\Phi_{\text{navi0}}(n) = (2\pi G_m T_m) \Delta Y_0(n)$ の関係を用いてr空間での平均シフト量 $\Delta Y_0(n)$ にも変換可能である。また、ナビ・エコー $S_{\text{navi}}(K_y, n)$ に対するA/Dサンプリングは、k空間の中心(DC)の位相のみを測定できればよいので、狭くてもよい。
- [0089] ナビ・エコー用のパルス列部分はSE法ではなく、時間短縮できるFE法でも信号さえ十分確保できればよい。それは、ベースショットによるエコーとの差分をとるため、FE法で生じるサスセプタビリティ効果(susceptibility effects)や静磁場由来の位相シフトはキャンセルするためである。
- [0090] (第2の実施の形態)
- 次に、本発明の磁気共鳴イメージング装置に係る一実施形態を、図1, 7を参照し

て説明する。なお、本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置のハード的な構成は前述した図1に記載のものと同一であるので、その説明は省略する。

- [0091] 本実施形態は、ハード的には受信RFコイル7Rにマルチコイルを使用し、このマルチコイルを成す2つのコイルエレメントそれぞれの感度領域を利用したデータ収集と本願発明の補正処理とをリンクさせて、効率的な補正を実現するものである。とくに、腹部を撮像する場合を考えると、腹壁側からのゴースト(動きに因る非線形成分)が背中側に及んでいる場合、肺側のデータに含まれてしまう。この場合、動きに関する図2の仮定が正しいとしても、その影響は最終的に無視できるかどうかという懸念が残る。本実施形態は、そのような懸念を確実に払拭できるようにする。
- [0092] 図7(a)に示すように、この受信RFコイルとしてのマルチコイル7Rは、腹部の背中側と腹壁側とにそれぞれ相対して配置する2つの表面コイル7RL、7RRをエレメントコイルとする。このようなマルチコイルと専用の画像再構成を組合せた撮像は、撮像時間の短縮とSNR(signal to noise ratio)を向上させるために最近の磁気共鳴イメージングでは広く実用化されている。腹部を撮像する場合には、図7(a)に示すように、背中側と腹壁側とに2個配置する場合が多い。
- [0093] このように表面コイル7RU、7RLを配置することで、一方の腹壁側の表面コイル7RUはその腹壁側により強い検出感度を有する。このため、表面コイル7RUはからの信号は腹壁側に重みが大きくかかっており、その腹壁側の動きを支配的な成分として検出する。他方の背中側の表面コイル7RLはその背中側により強い検出感度を有する。このため、この表面コイル7RLからの信号は背中側の動きが小さい成分を支配的に検出する。つまり、この2つの表面コイル7RU、7RLを腹部の腹壁側及び背中側に沿ってそれぞれ配置することで、都合良く、最初から、腹部の非線形の動きの程度を反映して分割された2組のk空間データがそれぞれ収集される(図7(b)、(c)参照)。
- [0094] この2組のk空間データは、前述した第1の実施形態における図5(e)、(f)にそれぞれ対応するものであるから、図5(c)、(d)に対応するフーリエ変換及びウィンドウ処理は不要になる。図7(d)～(h)の処理は、前述した図7(g)～(k)の処理と同じである。
- [0095] このように配置された2つの表面コイル7RU、7RLによって、空間的に異なる重み

がつけられたエコーデータを被検体Pの腹部から直接に収集できる。とくに、腹部の診断の場合の受信RFコイルは従来から腹壁側と背中側とに表面コイルを配置するようになっていることが多い。このため、2つの表面コイル7RU、7RLから腹壁側の大きい動きの影響を支配的に受けたエコーデータ及び背中側の小さい動きの影響を支配的に受けたエコーデータが最初から収集される。

[0096] そこで、腹壁側からのエコーデータのみについて前述した補正処理を行い、それぞれのk空間データを再構成して相互に加算し、最終的な実空間の画像データ $P_{img. cor}$ (x, y)を得ることができる(図7(d)～(h)参照)。

[0097] したがって、この第2の実施形態によれば、前述した第1の実施形態とは異なり、腹壁側の動きに因り背中側までゴーストが及んでいたとしても、ゴーストの発生元信号は腹壁側の表面コイル7RUからのエコーデータのみ重点的に含まれている。つまり、反対側の表面コイル7RLからのエコーデータに含まれるゴーストの影響は最初から抑制されている。このため、腹壁側の表面コイル7RUからのエコーデータをそのまま補正すれば、腹壁側から遠い背中側に及んだゴーストを含めて補正したことと等価になり、第1の実施形態で採用した単一コイルの場合に比べて、処理時間的にも補正精度的にもより向上した画質の再構成像を最終的に得ることができる。

[0098] なお、上述したコイル配置において、図8に示すように、エレメントコイル7A～7Dを腹部の背中側及び腹壁側それぞれにて上下方向(頭部から脚部に向かう方向)に分割して配置した4個の配置構成とすることもできる。この場合には、横隔膜付近にあたる腹部の上側(頭部側)の動きが大きいので、4個をそれぞれ別々の補正にするとよい。それにより、コロナル面やサジタル面の画像に対して補正効果が大きい。

[0099] さらに、第1の実施形態に係る単独の表面コイルと、上述したエレメントコイル4個とを組み合わせ配置する1+4個の配置構成を採ることもできる。この場合も、横隔膜付近にあたる腹部の上側(頭部側)の動きが大きいので、分割配置の4個のエレメントコイルそれぞれに別々の補正を施すようにしてもよく、これにより、コロナル面やサジタル面に対して大きな補正効果が得られる。

[0100] さらに、撮像部位は腹部以外でもよい。マルチコイルを成すコイルエレメントから出力される信号の相互間で撮像部位の動き成分が、最初からある程度分離できている

場合には腹部以外の撮像部位であってもよい。例えば、撮像部位が心臓の場合には、同一心拍位相においても呼吸性の動きに因り、心臓の下部と上部では動きが非線形であることは知られている。この場合に、本第2の実施形態に係るマルチコイルによる撮像を実施するには、体壁から心臓を囲むように上下左右の複数の表面コイルを配置する。これにより、各表面コイルはそのコイル感度に応じて動きの程度を分離した状態で検出できるので、本第2の実施形態に係る手法を実施することができる。

[0101] 腹部の撮像において、腹壁側からのゴーストが背中側に及んでいる場合の効果は、本発明者が実施したシミュレーションによっても既に確認されている。

[0102] なお、マルチコイルを用いた動きの空間分布の測定は、各コイルエレメントが出力したナビ・エコーから位置の平均シフト量を演算し、その平均シフト量を補正に用いてもよい。そのようにすれば、コイルの位置関係に関する情報を同定しなくても補正可能であり、部位やコイル形態を問わずに一般的な応用が可能になる。

[0103] (第3の実施形態)

第3の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、マルチコイルに基づく処理(つまり、上述した第2の実施形態で説明される構成)と、画像処理によるウィンドウ処理とによる動き成分の分割(つまり、前述した第1の実施形態で説明される構成)とを組み合わせるものである。すなわち、第3の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置では、動き成分を細分化するために、各コイルエレメントからの画像それぞれにウィンドウ処理を施してデータを分割する。

[0104] 図9は、本発明の第3の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置において受信RFコイルとして用いられるシングルコイルおよびマルチコイルとその感度プロファイル並びに被検体の非剛体モーションの大きさを示す図である。

[0105] 図9(a)に示すように、第3の実施形態では、図7(a)に示す第2の実施形態と同様に、受信RFコイルとしてのマルチコイル7RMが用いられる。図9(a)に示すようにマルチコイル7RMは、2つの表面コイル7RU、7RDをエレメントコイルとしており、各表面コイル7RU、7RDは、それぞれ被検体Pの腹部の背中側と腹壁側とにそれぞれ相対して配置される。また、必要に応じて、受信RFコイルとして筒状のシングルコイル7RSも被検体Pを覆うように設けられる。そして、シングルコイル7RSおよびマルチ

コイル7RMの任意の一方または双方を受信用RFコイルとして使用することができる。

- [0106] 図9(b)には、被検体Pの腹部における非剛体モーションの大きさを示す。図9(b)の縦軸は図9(a)に示す画像データの位置 $y[\text{pixel}]$ を示し、横軸は、ピクセル y における動きの大きさ $A(y)[\text{pixel}]$ を示す。
- [0107] 図9中の実線 $A(y)$ に示すように、動きは y_u と y_d との間において y 方向の1次分布をとるものとする。すなわち、動きの大きさ $A(y)$ は、 y_u において最大値 A_{max} をとり、 y_d において0であるものとする。
- [0108] 図9(c)には、各表面コイル77RU、7RDおよびシングルコイル7RSの正規化された y 方向の各感度分布 $W_{\text{cu}}(y)$, $W_{\text{cd}}(y)$, $W_{\text{cs}}(y)$ を示す。図9(c)の縦軸は図9(a)に示す画像データの位置 $y[\text{pixel}]$ を示し、横軸は、各表面コイル77RU、7RDおよびシングルコイル7RSの正規化された y 方向の各感度分布 $W_{\text{cu}}(y)$, $W_{\text{cd}}(y)$, $W_{\text{cs}}(y)$ を示す。
- [0109] 図9(c)に示すように、各表面コイル77RU、7RDの感度分布 $W_{\text{cu}}(y)$, $W_{\text{cd}}(y)$ はそれぞれ動き分布と同様に y 方向に1次分布するものとし、シングルコイル7RSの感度分布 $W_{\text{cs}}(y)$ は y 方向に一定であるものとする。
- [0110] そして、このような各表面コイル77RU、7RDまたはシングルコイル7RSにより収集された k 空間データを、ウィンドウ関数により複数の領域に分割することができる。特に、2つの表面コイル77RU、7RDにより収集された k 空間データは、ハード的に2つの領域に分割されているため、各領域のうち一方または双方を更にウィンドウ関数を用いてソフト的に複数の領域に分割することができる。また、シングルコイル7RSにより収集された k 空間データは、ウィンドウ関数を用いてソフト的に任意数の領域に分割することができる。例えば、シングルコイル7RSにより収集された k 空間データは、第1の実施形態と同様なウィンドウ関数を用いてソフト的に2分割または3分割することができる。
- [0111] 図10は、図9に示すような1次元の動き分布と同様な感度分布を有する2つの表面コイル77RU、7RDを用いて収集された各 k 空間データをそれぞれ2つの領域に分割することにより等価的に3分割する場合におけるウィンドウ関数を示す図である。

[0112] 図10において、縦軸は、ウィンドウ関数 $W_L(y)$, $W_M(y)$, $W_S(y)$ の値を示し、横軸は図9に示すy方向のピクセル位置を示す。図10に示す3つのウィンドウ関数 $W_L(y)$, $W_M(y)$, $W_S(y)$ を用いて2つの表面コイル77RU、7RDにより収集された2つのk空間データを動きが大きいL領域、動きが中程度のM領域および動きが小さいS領域の3つの領域に分割することができる。そして、分割された各領域のk空間データに対して、動きの大きさに応じた強度の補正を施すことができる。

[0113] つまり、2つの表面コイル77RU、7RDによりハード的に2つに分割されたk空間データを、ウィンドウ関数を用いてソフト的に更に2つの領域に分割するとともに、4つの領域のうち動きが中程度の2つの領域に含まれるk空間データが単一の領域に含まれるように領域の一部を合成することができる。このように、複数のエレメントコイルにより分割されて収集されたk空間データの一部を他の一部と合成して領域を形成してもよい。

[0114] 尚、複数のエレメントコイルにより、ハード的に分割された複数のk空間データに限らず、ウィンドウ関数により一旦分割されたk空間データの一部を同様に他の一部と合成した後、補正を施すようにしてもよい。補正前にk空間データの一部の合成処理を行うことにより、より標準的なウィンドウ関数を用いて、k空間データを所望の不均等な複数の領域に分割することが可能となるのみならず、処理を容易にすることができる。

[0115] 図10に示す各ウィンドウ関数は、それぞれ次式により正規化された動き分布 $W(y)$ および表面コイル77RU、7RDの感度分布 $W_c(y)$ から求めることができる。

[0116] [数16]

$$\begin{aligned}
 W_L(y) &= W_c(y) * W(y) \\
 &\doteq [W(y)]^2 \quad (\text{if } W_c(y) \doteq W(y)) \\
 W_M(y) &= W_c(y) * [1 - W(y)] + [1 - W_c(y)] * W(y) \\
 &\doteq 2 * [W(y) * [1 - W(y)]] \quad (\text{if } W_c(y) \doteq W(y)) \\
 W_S(y) &= 1 - W_L(y) - W_M(y) \\
 &\doteq \{1 - W(y)\}^2 \quad (\text{if } W_c(y) \doteq W(y))
 \end{aligned}$$

[0117] そして、第1の実施形態においてソフト的にk空間データを3分割する場合と同様に

、上記のウィンドウ関数 $W_L(y)$, $W_M(y)$, $W_S(y)$ を2つの表面コイル77RU、7RDにより得られた実空間の各画像データ $P_{imgu}(x,y)$, $P_{imgd}(x,y)$ に乗じて、動きが大きい領域、中程度の領域および小さい領域の3つの画像データ $P_L(x,y)$, $P_M(x,y)$, $P_S(x,y)$ を生成する。そして、生成された各画像データを2次元逆フーリエ変換することにより、動きの大きさに応じて3つの領域に分割されたk空間データ $S_L(Kx,Ky)$, $S_M(Kx,Ky)$, $S_S(Kx,Ky)$ を得ることができる。

- [0118] さらに、各k空間データ $S_L(Kx,Ky)$, $S_M(Kx,Ky)$, $S_S(Kx,Ky)$ に対して動きの大きさに応じて異なる強度で位相補正が実施され、位相補正後の各k空間データ $S_{L.cor}(Kx,Ky)$, $S_{M.cor}(Kx,Ky)$, $S_{S.cor}(Kx,Ky)$ を合成したk空間データ $S_{img.cor}(Kx,Ky)$ を2次元フーリエ変換することにより、補正後の実空間の画像データ $P_{img.cor}(x,y)$ を得ることができる。
- [0119] このように第3の実施形態によれば、複数のエレメントコイルおよびウィンドウ関数を用いて、k空間データをハード的かつソフト的に分割することができる。従って、第1の実施形態および第2の実施形態により得られる双方のメリットを享受することができる。また、ハード的またはソフト的に一旦、分割されたk空間データの一部を合成することにより、簡易な処理で容易にk空間データを所望の領域に分割した上で動きの大きさに応じた強度の補正を行うことが可能となる。
- [0120] 以上のような各実施形態におけるデータの補正処理の共通原理について一般化して説明する。図11には、上述した各実施形態で説明した補正処理の原理を示す。
- [0121] まず、非剛体の動きの情報Input 1を何らかの方法で取得する。例えばナビ・エコーから動きを測定しても良いし、モデル化することにより動きの情報Input 1を得ても良い。次に、動きに起因して空間的に劣化した画像データInput 2を、動きの情報Input 1を用いて、動きの大きさに応じて空間的に複数の成分に分割する。そして、各画像データからそれぞれ分割された複数のk空間データを得る。このk空間データの分割(processing 1)は、ウィンドウ関数によりソフト的に行ってもよいし、マルチコイルを用いてハード的に行ってもよい。また、マルチコイルを用いてハード的に分割されたk空間データをウィンドウ関数によりソフト的に更に分割してもよい。
- [0122] 次に、N個に分割されたk空間データの各成分 $\#i(1 \leq i \leq N)$ に対して、動きの大きさに応じた線形変換により線形補正を行う(processing 2)。この線形変換には、affine変

換(平行移動(translation)、回転移動(rotation)、拡大縮小(scaling)、せん断変形(shear))が含まれる。すなわち、より動きが大きい成分に対してより強度が強い線形補正を行う一方、より動きが小さい成分に対してより強度が弱い線形補正を行う。動きが小さい成分に対しては、強度をゼロとした補正、すなわち非補正としてもよい。次に、補正後におけるk空間データの各成分の合成処理(processing 3)を行った後、合成後のk空間データからFT処理により全体的な補正後の画像データOutputが得られる。

- [0123] また、図12には、上述した各実施形態で説明した補正処理の流れを一般化して示す。
- [0124] 最初に、磁気共鳴イメージング装置により、撮像部位をスキャンしてイメージングを行い、エコーデータを収集する(ステップS1)。このエコーデータの収集と一緒に又は単独にナビ・エコーデータを収集する(ステップS1')。なお、このエコーデータ及びナビ・エコーデータは既に収集済みのものを採用してもよい。
- [0125] 次いで、かかる処理は磁気共鳴イメージング装置の演算ユニット10に任される。つまり、演算ユニット10により、種々のコントロール情報(動きの分割領域数、ウィンドウ処理の有無、撮影部位、体位、コイルの種類(シングルコイルかマルチコイルか)、コイル配置位置、パルスシーケンスの種類など)に基づいて、本発明に係る、腹部などの非線形な動きに応じた補正処理を伴った画像再構成が実施される。
- [0126] まず、演算ユニット10は、動きの程度に応じたソフト的なデータ分割が必要か否かを判断する(ステップS2)。この判断は、使用する受信RFコイルの種類、コイル配置位置などを考慮してなされる。
- [0127] この判断がYESとなる場合には、前述した第1の実施形態で説明した2次元フーリエ変換(ステップS3:図5の処理c参照)、ウィンドウ処理(ステップS4:図5の処理d参照)、2次元逆フーリエ変換処理(ステップS5:図5の処理e, f参照)、r空間上での動き情報の検出(ステップS6:図5の処理g, h参照)、k空間上のデータの非線形な動きによる劣化の補正(ステップS7:図5の処理i参照)、及び、2次元フーリエ及び加算処理による画像生成(ステップS8:図5の処理j, k参照)が実行される。
- [0128] 一方、ステップS2に判断がNOとなる場合、前述した第2の実施形態で説明したマルチコイルを受信RFコイルとして用いた処理が実行される。つまり、ステップS3～S5

の処理を割愛して、直接に、 r 空間上での動き情報の検出(ステップS6:図7の処理d、e参照)、 k 空間上のデータの非線形な動きによる劣化の補正(ステップS7:図7の処理f参照)、及び、2次元フーリエ及び加算処理による画像生成(ステップS8:図7の処理g、h参照)が実行される。

[0129] このような流れに沿って、空間的に非線形な動きの影響を受けた収集データ又は空間的に非線形の動きの直接反映させたデータを収集し、非線形成分を線形成分の和に置換して、比較的簡単な少ない処理でかつ高速に、撮像部位の非線形な動きの影響を確実に排除したMR画像を再構成することができる。

[0130] ところで、近年、心臓に対する磁気共鳴イメージングの分野において、前述した非特許文献8に見られるように、直前にモニタしたナビ・エコーから横隔膜の3次元的な位置をリアルタイムに計算して傾斜磁場強度やRF周波数を制御することにより、スラブ面を心臓の動きに合わせて3次元的に追従させ、モーションアーチファクトやボケを低減する手法が報告されている。この手法は、線形変換であるaffine変換(平行移動(translation)、拡大縮小(scaling)、せん断変形(shear))の拡大縮小に限れば、後処理も不要であり画像劣化もないので優れた方法ではある。

[0131] この手法を本発明の手法と比較した場合、本発明の手法は、まず、線形変換に限らず非線形の動きによるシフトを補正することができる。すなわち、動きによる位置シフトが線形変換では不可能な高次の空間分布にも適用できるという優位さがある。また、本発明の手法は、ウィンドウ処理が必要な場合でも、補正前の画像再構成後に分割するので、後処理ではあるが、演算は簡単になり、収集終了後、即座に補正された画像を出力できる。さらにマルチコイルを用いた場合、演算はさらに単純化され、ショット単位で動きのナビゲーションを本イメージングの直前で実施すれば、リアルタイムに補正処理を行うことができるという優位性もある。

[0132] なお、上述した各実施形態では1次元の補正処理、つまり動きの方向が Y 方向のみで振幅が1次元の分布である場合について説明したが、動き情報の測定(検出)及びその補正処理を3次元的に x 、 y 、 z の各方向で行うようにしてもよい。特に、動きの情報は、 k 空間における位相分布又は r 空間における少なくとも1方向の位置のシフトに基づいて測定できる。

- [0133] ここで、3次元的に非剛体の動きを補正する場合について説明する。
- [0134] 非剛体のモーションを一般化し、動きによるシフトの方向および大きさが共に場所毎および時間毎に異なる場合には、すなわちシフトの方向と変位が4次元的な分布である場合には、データを分割する重み関数を動きによるシフトの分布に応じて高次元にすればよい。具体的には、変位方向が3方向 ΔX 、 ΔY 、 ΔZ に混在している場合には、shot毎に測定または推定された x 、 y 、 z の3方向の別々の独立した動きの大きさに応じて、3方向について別々にwindow関数を求めることにより動きの大きさに応じて分割し、補正を加法的に実施すればよい。
- [0135] 例えば、window関数を動きの方向別(3D空間なら x 、 y 、 z)に動きの大きさ毎(3分割ならL、M、S)に作成する。そして、各方向について動きの大きさにより分割された成分毎に補正した後、加算することによりデータ全体の補正を行うことができる。この場合のアルゴリズムの例を以下に示す。
- [0136] 図13は、本発明により3次元的に非剛体の動きを補正する場合の手順を示すフローチャートであり、図中Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。また、図14は、被検体Pにおいて、非剛体の3次元的な動きがある場合に y 方向からみた動き方向の例を示す図であり、図15は、図14に示す被検体Pにおける非剛体の x 方向からみた動き方向を示す図である。
- [0137] まず、ステップS10において、動きによるある位置(x, y, z)のシフトにおけるshot n 毎のある基準からの変位ベクトル(X, Y, Z) (図14参照)の3方向別の空間分布 $\Delta X(x, y, z, n)$ 、 $\Delta Y(x, y, z, n)$ 、 $\Delta Z(x, y, z, n)$ を得る。
- [0138] 次にステップS11において、次式により3D空間における3方向での最大変位 $\Delta X_{\max}(x, y, z)$ 、 $\Delta Y_{\max}(x, y, z)$ 、 $\Delta Z_{\max}(x, y, z)$ を算出する。
- [0139] [数17]
- $$\Delta X_{\max}(x, y, z) = \max[\Delta X(x, y, z, n)]$$
- $$\Delta Y_{\max}(x, y, z) = \max[\Delta Y(x, y, z, n)]$$
- $$\Delta Z_{\max}(x, y, z) = \max[\Delta Z(x, y, z, n)]$$
- [0140] 次にステップS12において、次式により3方向各々の3D分割ウィンドウ関数(重み関数) $W_x(x, y, z)$ 、 $W_y(x, y, z)$ 、 $W_z(x, y, z)$ を算出する。

[0141] [数18]

$$W_x(x,y,z) = \Delta X(x,y,z) / \Delta X_{\max}(x,y,z)$$

$$W_y(x,y,z) = \Delta Y(x,y,z) / \Delta Y_{\max}(x,y,z)$$

$$W_z(x,y,z) = \Delta Z(x,y,z) / \Delta Z_{\max}(x,y,z)$$

[0142] 次にステップS13において、次式により3方向成分について、各方向のウィンドウ関数で実空間の画像データ $P(x,y,z)$ を分割する。尚、動きの大きさ別にL(大きい),M(中程度),S(小さい)の添え字をつけるものとする。

[0143] [数19]

$$P_{x_{L,M,S}}(x,y,z) = P(x,y,z)W_{x_{L,M,S}}(x,y,z)$$

$$P_{y_{L,M,S}}(x,y,z) = P(x,y,z)W_{y_{L,M,S}}(x,y,z)$$

$$P_{z_{L,M,S}}(x,y,z) = P(x,y,z)W_{z_{L,M,S}}(x,y,z)$$

[0144] 次にステップS14において、次式に示すように、分割された画像データ $P_{x_{L,M,S}}(x,y,z)$, $P_{y_{L,M,S}}(x,y,z)$, $P_{z_{L,M,S}}(x,y,z)$ を逆フーリエ変換してk空間データ $S_{x_{L,M,S}}(x,y,z)$, $S_{y_{L,M,S}}(x,y,z)$, $S_{z_{L,M,S}}(x,y,z)$ を得る。

[0145] [数20]

$$S_{x_{L,M,S}}(k_x,k_y,k_z) = \text{IFT}[P_{x_{L,M,S}}(x,y,z)]$$

$$S_{y_{L,M,S}}(k_x,k_y,k_z) = \text{IFT}[P_{y_{L,M,S}}(x,y,z)]$$

$$S_{z_{L,M,S}}(k_x,k_y,k_z) = \text{IFT}[P_{z_{L,M,S}}(x,y,z)]$$

[0146] 次にステップS15において、次式に示すように、k空間データについて3成分毎に位相補正を行う。

[0147] [数21]

動き最大部の補正

$$S_{x_{L,M,S}}^{\text{cor.}}(k_x,k_y,k_z) = S_{x_{L,M,S}}(k_x,k_y,k_z) \exp[-i\Phi_{x_{\max}}(k_x,k_y,k_z)]$$

$$S_{y_{L,M,S}}^{\text{cor.}}(k_x,k_y,k_z) = S_{y_{L,M,S}}(k_x,k_y,k_z) \exp[-i\Phi_{y_{\max}}(k_x,k_y,k_z)]$$

$$S_{z_{L,M,S}}^{\text{cor.}}(k_x,k_y,k_z) = S_{z_{L,M,S}}(k_x,k_y,k_z) \exp[-i\Phi_{z_{\max}}(k_x,k_y,k_z)]$$

動き中間部の補正

$$S_{x_{M,M,S}}^{\text{cor.}}(k_x,k_y,k_z) = S_{x_{M,M,S}}(k_x,k_y,k_z) \exp[-i\Phi_{x_{\max}}(k_x,k_y,k_z)/2]$$

$$S_{y_{M,M,S}}^{\text{cor.}}(k_x,k_y,k_z) = S_{y_{M,M,S}}(k_x,k_y,k_z) \exp[-i\Phi_{y_{\max}}(k_x,k_y,k_z)/2]$$

$$Sz.cor.(k_x, k_y, k_z) = Sz.(k_x, k_y, k_z) \exp[-i \Phi_z(k_x, k_y, k_z)/2]$$

但し、

$$\Phi_x(k_x, k_y, k_z) = 2\pi k_x \Delta X(x, y, z)/K_x$$

$$\Phi_y(k_x, k_y, k_z) = 2\pi k_y \Delta Y(x, y, z)/K_y$$

$$\Phi_z(k_x, k_y, k_z) = 2\pi k_z \Delta Z(x, y, z)/K_z$$

である。

- [0148] 次にステップS16において、次式に示すように、k空間データの補正成分 $Sx.cor.(k_x, k_y, k_z)$, $Sy.cor.(k_x, k_y, k_z)$, $Sz.cor.(k_x, k_y, k_z)$, $Sx.cor.(k_x, k_y, k_z)$, $Sy.cor.(k_x, k_y, k_z)$, $Sz.cor.(k_x, k_y, k_z)$ および非補正成分 $Sx.(k_x, k_y, k_z)$, $Sy.(k_x, k_y, k_z)$, $Sz.(k_x, k_y, k_z)$ を合成する。具体的には、補正成分における各動き成分を3方向別に加算した後、加算後における3方向の成分 $Sx.cor$, $Sy.cor$, $Sz.cor$ を更に加算する。

- [0149] [数22]

$$Sx.cor = Sx.cor.L(k_x, k_y, k_z) + Sx.cor.M(k_x, k_y, k_z) + Sx.cor.S(k_x, k_y, k_z)$$

$$Sy.cor = Sy.cor.L(k_x, k_y, k_z) + Sy.cor.M(k_x, k_y, k_z) + Sy.cor.S(k_x, k_y, k_z)$$

$$Sz.cor = Sz.cor.L(k_x, k_y, k_z) + Sz.cor.M(k_x, k_y, k_z) + Sz.cor.S(k_x, k_y, k_z)$$

$$S.cor = Sx.cor + Sy.cor + Sz.cor$$

このようにして3次元的な補正を施したk空間データ $S.cor$ を得ることができる。

- [0150] さらに、ステップS17において、合成後におけるk空間データの3DFTにより3次元的な動きの補正が施された3D画像データ $P.cor$ を得ることができる。

- [0151] ところで、以上のような各実施形態において、動き情報を検出するための手法は、傾斜磁場をナビゲーションパルスとして印加して収集するナビ・エコーを用いるものに限定されることなく、外部の光学、磁気、機械的センサを用いたものでもよい。その場合に、かかるセンサで動きの空間分布までは計測できなくても、腹壁のみの動きをモニタして、事前に計測又は推定した体動分布のモデリング結果と組み合わせて空間分布を推定するようにしてもよい。これにより、磁気共鳴イメージングのデータ収集と並行した計測が可能になるので、心臓などの高速イメージングにも対応可能になる。

- [0152] また、線形変換で補正可能な成分のみ、高周波や傾斜磁場などのオン・ザ・フライ(on the fly)での制御で行い、残った2次以上の非線形な成分のみを本発明に係る手

法で補正するといった組合せで実施することも可能である。

- [0153] さらに、前述した補正処理において、測定した位相誤差が装置として対応し得る所定の限界値を超えている場合には、その限界値で閾値処理をするようにしてもよい。
- [0154] 一方、上述した各実施形態において、補正すべき画像データがあるいは必要な画像データが分割された領域の一部であるような場合には、必ずしも分割された補正後の画像データを合成する必要はない。
- [0155] 加えて、上述した各実施形態では、 r 空間上の画像データを分割した後、分割された各画像データを変換することにより複数の k 空間データを生成したが、 r 空間上のデータの性質を引き継ぐことが可能な変換により r 空間上のデータから別の空間上のデータを生成し、この別の空間上のデータを変換することにより k 空間データを生成するようにしてもよい。また、逆に、 k 空間上のデータの性質を引き継ぐことが可能な変換により得られる他の空間のデータに r 空間上のデータから一旦変換し、この他の空間のデータから k 空間データを生成するようにしてもよい。
- [0156] 以上の実施形態及び変形例に共通する代表的な効果は、以下のようにまとめることができる。
- [0157] 1次元(projection)又は2次元／3次元の動き(位置シフト又は位相シフト)の空間分布が測定できれば、少なくとも2つの異なる補正データの線形和を演算することで、非線形な動きに因る劣化を受けたデータの位相や信号値を比較的簡単に補正できる。位置のシフトの補正の場合は、 r 空間でボクセルを跨いで位置シフトの計測および補正処理する場合に比べて、 k 空間での同一波数での測定および位相補正であるから高速に処理が可能になる。ボクセル内の位相補正の場合は r 空間での補正が適しているが、ボクセル毎に処理する場合に比べて、簡便な演算でかつ高速化が可能になる。
- [0158] また、動きの空間分布を厳密に測定しなくても、全体の平均や腹壁など典型的な部分の動きの測定データから、非線形な場合でも全体の空間分布をモデル的に推定するので測定系が簡便になるナビ・エコーで測定する場合はシーケンスも短く高速化が可能になる。例えば、腹部のアキシャル断面なら背中から動きに因る位置シフトが腹壁側へ漸増していると仮定できる。

- [0159] さらに、単一コイルを用いた場合でも、k空間データの分割数分だけのデータの再構成を行なえばよいので、r空間で補正するよりは高速化が可能になる。加えて、腹部をマルチコイルを用いて撮像する場合、エコーデータを直接取得できるので、補正精度が向上するのみならず、ウィンドウ分割が不要なので、より一層の高速化を図ることができる。
- [0160] ここで、本発明により補正を行って得られた被検体Pの腹部における断層画像を補正を行わずに得られた従来の断層画像と比較して示す。
- [0161] 図16は、位相エンコード (PE: phase encode) 方向と垂直な方向に1次元の分布を有する非剛体の動きがあった場合に、本発明によりシングルコイルを用いてソフト的にk空間データを分割して補正することにより得られた断層画像を示す図である。
- [0162] 図16(a)は、補正を行わずに得られた画像、図16(b)は、従来の一様平均シフト補正により得られた画像、図16(c)は、本発明によりソフト的に2分割された各k空間データをそれぞれ線形補正して得られた画像、図16(d)は、本発明によりソフト的に3分割された各k空間データをそれぞれ線形補正して得られた画像である。
- [0163] 図16(a)に示す補正前の画像に対し、従来の一様平均シフト補正を施すと、図16(b)に示すように補正量に一致した被検体Pの前後方向における中心部のゴーストは低減されるものの補正が不十分であると言える。
- [0164] 一方、図16(c)に示すように、本発明によりデータをソフト的に2分割してそれぞれ異なる強度で線形補正を施すと、ウィンドウの中間(被検体Pの前後方向中間)部でSNRの低下とゴーストの補正不足が見られるものの、従来の一様平均シフト補正により得られた画像と比較して顕著にゴーストが低減されているのが確認できる。さらに、図16(d)に示すように、本発明によりデータをソフト的に3分割してそれぞれ異なる強度で線形補正を施すと、被検体Pの前後方向中間部におけるSNRの低下およびゴーストが十分に補正され、顕著な補正効果が確認できる。
- [0165] 図17は、PE方向に1次元の分布を有する非剛体の動きがあった場合に、本発明によりシングルコイルを用いてソフト的にk空間データを分割して補正することにより得られた断層画像を示す図である。
- [0166] 図17(a)は、補正を行わずに得られた画像、図17(b)は、従来の一様平均シフト補

正により得られた画像、図17(c)は、本発明によりソフト的に2分割された各k空間データをそれぞれ線形補正して得られた画像、図17(d)は、本発明によりソフト的に3分割された各k空間データをそれぞれ線形補正して得られた画像、図17(e)は、動きの1次分布を示す図(縦軸:ピクセル位置、横軸:正規化された動きの大きさ)である。

[0167] 図17(a)に示す補正前の画像に対し、従来の一様平均シフト補正を施すと、図17(b)に示すようにゴーストは新たに発生したものも含めて前後に同程度に生じているのが分かる。

[0168] 一方、図17(c)に示すように、本発明によりデータをソフト的に2分割してそれぞれ異なる強度で線形補正を施すとゴーストが低減されているのが確認できる。さらに図17(d)に示すように、本発明によりデータをソフト的に3分割してそれぞれ異なる強度で線形補正を施すと、ゴーストが更に低減されるとともに、腹壁と背中の中間部分における信号の低下が改善されているのが確認できる。

[0169] 図18は、PE方向に1次元の分布を有する非剛体の動きがあった場合に、本発明によりシングルコイルを用いてソフト的に空気部分を含めてk空間データを分割して補正することにより得られた断層画像を示す図である。

[0170] 図18(a)は、本発明によりソフト的に空気部分を含めて2分割された各k空間データをそれぞれ線形補正して得られた画像、図18(b)は、本発明によりソフト的に空気部分を含めて3分割された各k空間データをそれぞれ線形補正して得られた画像である。

[0171] 空気部分では動く部分から飛んだゴーストが支配的である。このため、空気部分を含めて動きが最大(L)のデータとして画像データを補正すると、図18(a)および図18(b)に示すように、空気部分を含めない図17(c)および図17(d)と比較してゴーストが低減された。

[0172] 図19は、PE方向に1次元の分布を有する非剛体の動きがあった場合に、本発明により2つのエレメントコイルを有するマルチコイルを用いてハード的に2分割したk空間データをウィンドウ関数を用いてソフト的に更に2分割し、等価的に3分割されたk空間データを線形補正することにより得られた断層画像を示す図である。

[0173] 図19(a)は、2つのエレメントコイルによりハード的に2分割したk空間データをソフト

的に分割せずに線形補正を行って得られた画像であり、図19(b)は、2つのエレメントコイルによりハード的に2分割したk空間データをソフト的に更に2分割し、等価的に3分割されたk空間データを補正することにより得られた画像である。

[0174] 図19(a)は、2つのエレメントコイルにより得られたデータのうち、動きが支配的なデータ側のみを補正して得られた画像であるが、シングルコイルを用いてソフト的に2分割されたデータを補正して得られた図17(c)の画像と比較して、空間的に遠くに飛んだ背側のゴーストが低減されている。また、図19(b)は、2つのエレメントコイルにより得られたデータをソフト的に2分割することにより等価的に3分割されたデータを補正して得られた画像である。図19(b)によれば、更に中間部のSNRの低下が改善され、図16(a), (b), (c), (d)、図17(a), (b), (c), (d)、図18(a), (b)、図19(a)に示す他の画像と比較して最も良好な補正結果が得られているのが確認できる。

[0175] 尚、補正前の画像、一様平均シフト補正により得られた画像およびPE方向に垂直な読出し(RO: read out)方向に動きが1次分布する場合の画像に対する補正では、シングルコイルを用いた場合とマルチコイルを用いた場合とで差異はない。

[0176] なお、本発明は上記実施形態に記載のものに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。なお、心臓を画像化する場合、心拍に拠る動きと呼吸性の動きとの両方の影響を受けるが、心拍ゲーティングに加え、ナビ・エコーで呼吸周期をモニタし、スライス面の位置をダイナミックにコントロールする方法が採られている。

請求の範囲

- [1] 被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報を取得する動き情報取得部と、
前記動き情報に基づいて、磁気共鳴イメージングのスキャンにより収集された前記被検体の撮像部位の画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行う補正部と、
前記補正部により補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成する合成部と、
を備える画像データ補正装置。
- [2] 前記補正部は、前記撮像部位の動きに伴って生じる前記画像データの空間的に不均一な劣化の程度に応じた線形の補正処理を行うように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [3] 前記合成部は、前記第1の領域における第1の補正後における画像データと前記第2の領域における前記第1の補正と異なる第2の補正後における画像データとを合成するように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [4] 前記合成部は、前記第1の領域における補正後における画像データと前記第2の領域における非補正の画像データとを合成するように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [5] 前記動き情報取得部は、前記撮像部位からイメージング用のデータ収集を行うときにナビゲーター用のエコー信号を収集するナビゲーターエコー収集部と、前記エコー信号を処理して前記動き情報を生成する動き情報生成部とを備える請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [6] 前記動き情報取得部は、
前記撮像部位の動きを外部から光学的に又は空気圧で検知するセンサと、
前記センサが検知した信号を処理して前記動き情報を生成する動き情報生成部と、
を備える請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [7] 前記補正部は、前記画像データの3つ以上の領域についてそれぞれ異なる補正を

行うように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。

[8] 前記動き情報取得部は、

前記撮像部位からイメージング用のデータ収集を行うときにナビゲーター用のエコー信号を収集するナビゲーターエコー収集部と、

前記エコー信号から各部位の動きの振幅および位相の平均値を含む処理情報を得る処理情報取得部と、

前記空間分布の全体のプロファイルを予め測定又は仮定したモデルを用いることにより取得するプロファイル取得部と、

前記プロファイルと前記処理情報とに基づき前記動き情報を生成する動き情報生成部と、

を備える請求項1に記載の画像データ補正装置。

[9] 前記動き情報取得部は、

前記撮像部位からイメージング用のデータ収集を行うときに当該イメージングに伴うデータ読出し方向および位相エンコード方向のいずれかにおけるナビゲーター用のエコー信号を収集するナビゲーターエコー収集部と、

前記エコー信号を処理してプロジェクションデータを生成するプロジェクションデータ生成部と、

前記プロジェクションデータを前記動き情報として用いる動き情報生成部と、
を備える請求項1に記載の画像データ補正装置。

[10] 前記動き情報取得部は、

前記撮像部位からイメージング用のデータ収集を行うときにナビゲーター用のエコー信号を収集するナビゲーターエコー収集部と、

前記エコー信号のk空間上の位相分布およびr空間上の少なくとも一方向の位置のいずれかのシフトを前記動き情報として求める動き情報生成部と、

を備える請求項1に記載の画像データ補正装置。

[11] 前記画像データを単一の受信RFコイルを用いて収集する画像データ収集部を備える請求項1に記載の画像データ補正装置。

[12] 前記補正部は、前記撮像部位における前記画像データに互いに異なる重み分布を

有する複数のウィンドウ関数を乗じることにより、実質的に複数の画像データを生成するように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。

- [13] 前記補正部は、前記第1の領域および前記第2の領域における前記各画像データの
前記動きに因る位置シフトおよびボクセル内の位相シフトのいずれかに線形の補正
処理を施すように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [14] 前記補正部は、位相および位置のいずれかの0次である平均シフトおよびアフィン変
換のいずれかで表される線形の補正処理を行うように構成される請求項1に記載の画
像データ補正装置。
- [15] 前記スキャンを、マルチショットタイプおよびシングルタイプのいずれかのパルス列で
あって、スピンワープ法、スパイラル法およびラジアル法の何れかに基づくパルス列
で構成されたパルスシーケンスを用いて実行する画像データ収集部を備える請求項
1に記載の画像データ補正装置。
- [16] 前記動き情報取得部は、3次元の空間分布を示す動き情報を取得するように構成さ
れる一方、前記補正部は、前記3次元の空間分布を示す動き情報に基づいて、3次
元的に補正を行うように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [17] 前記情報取得部は、非剛体の動きの大きさの空間分布を示す動き情報を取得するよ
うに構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [18] 前記動き情報取得部は、前記撮像部位における予め仮定された動きの大きさの空間
分布を用いるように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [19] 前記補正部は、前記撮像部位の前記画像データにおける少なくとも3つ以上の領域
の一部を互いに合成して得られる2つ以上の領域に対して非補正を含む互いに異な
る補正を行うように構成される請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [20] 前記画像データを、予め前記撮像部位の動きの大きさに応じた感度分布を持って収
集する画像データ収集部を備える請求項1に記載の画像データ補正装置。
- [21] 前記動き情報取得部は、腹部を前記撮像部位とし、前記腹部の背中側から腹壁側
へ向かう方向において各部位の動きの振幅が前記背中側から前記腹壁側に向かっ
て実質的に線形に増加する分布を前記空間分布として用いるように構成される請求
項18に記載の画像データ補正装置。

- [22] 前記補正部は、複数のエレメントコイルを用いて収集した複数の画像データの一部を互いに合成することにより前記2つ以上の領域を得るように構成される請求項19に記載の画像データ補正装置。
- [23] 前記補正部は、前記撮像部位における前記画像データに互いに異なる重み分布を有する複数のウィンドウ関数を乗じることにより、実質的に合成対象となる前記3つ以上の画像データを生成するように構成される請求項19に記載の画像データ補正装置。
- [24] 前記画像データ収集部は、互いに異なる感度分布の複数のエレメントコイルを有するマルチコイルを用いて前記画像データを収集するように構成される請求項20に記載の画像データ補正装置。
- [25] 前記画像データ収集部は、腹部を前記撮像部位とし、前記複数のエレメントコイルとして背中側及び腹壁側にそれぞれ配置された2つの表面コイルを備える請求項24に記載の画像データ補正装置。
- [26] 前記画像データ収集部は、腹部を前記撮像部位とし、前記複数のエレメントコイルとして背中側及び腹壁側にそれぞれ配置され、且つ前記背中側及び前記腹壁側の少なくとも一方にて頭部から脚部に向かう方向に沿って複数個所に配置された複数の表面コイルを備える請求項24に記載の画像データ補正装置。
- [27] 前記補正部は、前記複数のエレメントコイルを用いて収集した複数の画像データの一部または全部に、互いに異なる重み分布を有する複数のウィンドウ関数を乗じることにより、実質的に複数の画像データを生成するように構成される請求項24に記載の画像データ補正装置。
- [28] 被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報に基づいて、磁気共鳴イメージングのスキャンにより収集された前記撮像部位の画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行う補正部と、
前記補正部により補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成する合成部と、
を備える画像データ補正装置。
- [29] 前記補正部は、前記撮像部位の動きに伴って生じる前記画像データの空間的に不

均一な劣化の程度に応じた線形の補正処理を行うように構成される請求項28に記載の画像データ補正装置。

- [30] 被検体の撮像部位の第1の領域および第2の領域における第1の空間上のデータを第3の領域および第4の領域における第2の空間上のデータに変換する第1のデータ変換部と、

前記第3の領域における前記第2の空間上のデータに対し、前記第4の領域と異なる補正を施す補正部と、

補正後における前記第3の領域における前記第2の空間上のデータおよび前記第4の領域における前記第2の空間上のデータを合成する合成部と、

合成後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換する第2の変換部と、

を備える画像データ補正装置。

- [31] 前記第1のデータ変換部は、実空間を前記第1の空間とする一方、 k 空間を前記第2の空間とするように構成される請求項30に記載の画像データ補正装置。

- [32] 前記合成部は、補正後における前記第3の領域における前記第2の空間上のデータおよび前記補正と異なる補正後における前記第4の領域における前記第2の空間上のデータを合成するように構成される請求項30に記載の画像データ補正装置。

- [33] 前記合成部は、補正後における前記第3の領域における前記第2の空間上のデータおよび非補正の前記第4の領域における前記第2の空間上のデータを合成するように構成される請求項30に記載の画像データ補正装置。

- [34] 前記第1の空間における被検体の撮像部位の動きの大きさの空間分布を示す動き情報を取得する動き情報取得部を備え、

前記補正部は、前記動き情報に基づいて前記補正を行うように構成される請求項30に記載の画像データ補正装置。

- [35] 前記補正部は、前記撮像部位の動きに伴って生じる前記第1の空間上のデータの空間的に不均一な劣化の程度に応じた線形の補正処理を行うように構成される請求項30に記載の画像データ補正装置。

- [36] 被検体の撮像部位における複数の領域の第1の空間上のデータのうち少なくとも1つ

の領域のデータを第2の空間上のデータに変換する第1のデータ変換部と、
前記第2の空間上のデータに補正を行う補正部と、
前記補正後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換する第2のデータ変換部と、
を備える画像データ補正装置。

- [37] 被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報を取得するステップと、
前記動き情報に基づいて、磁気共鳴イメージングのスキャンにより収集された前記被検体の撮像部位の画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行うステップと、
補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成するステップと、
を有する画像データ補正方法。
- [38] 被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報に基づいて、磁気共鳴イメージングのスキャンにより収集された前記撮像部位の画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行うステップと、
補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成するステップと、
を有する画像データ補正方法。
- [39] 被検体の撮像部位の第1の領域および第2の領域における第1の空間上のデータを第3の領域および第4の領域における第2の空間上のデータに変換するステップと、
前記第3の領域における前記第2の空間上のデータに対し、前記第4の領域と異なる補正を施すステップと、
補正後における前記第3の領域における前記第2の空間上のデータおよび前記第4の領域における前記第2の空間上のデータを合成するステップと、
合成後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換するステップと、
を有する画像データ補正方法。

- [40] 被検体の撮像部位における複数の領域の第1の空間上のデータのうち少なくとも1つの領域のデータを第2の空間上のデータに変換するステップと、
前記第2の空間上のデータに補正を行うステップと、
前記補正後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換するステップと、
を有する画像データ補正方法。
- [41] 被検体の撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報を取得する動き情報取得部と、
磁気共鳴イメージングのスキャンにより前記被検体の撮像部位の画像データを収集する画像データ収集部と、
前記動き情報に基づいて、収集された前記画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行う補正部と、
前記補正部により補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成する合成部と、
を備える磁気共鳴イメージング装置。
- [42] 磁気共鳴イメージングのスキャンにより被検体の撮像部位の画像データを収集する画像データ収集部と、
前記撮像部位の実空間における動きの大きさの空間分布を示す動き情報に基づいて、収集された前記画像データの第1の領域において第2の領域と異なる補正を行う補正部と、
前記補正部により補正された前記第1の領域および前記第2の領域の各画像データを合成する合成部と、
を備える画像データ補正装置。
- [43] 磁気共鳴イメージングのスキャンにより被検体の撮像部位における第1の空間上のデータを収集するデータ収集部と、
第1の領域および第2の領域における前記第1の空間上のデータを第3の領域および第4の領域における第2の空間上のデータに変換する第1のデータ変換部と、
前記第3の領域における前記第2の空間上のデータに対し、前記第4の領域と異なる

る補正を施す補正部と、

補正後における前記第3の領域における前記第2の空間上のデータおよび前記第4の領域における前記第2の空間上のデータを合成する合成部と、

合成後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換する第2の変換部と、

を備える画像データ補正装置。

[44] 磁気共鳴イメージングのスキュンにより被検体の撮像部位における第1の空間上のデータを収集するデータ収集部と、

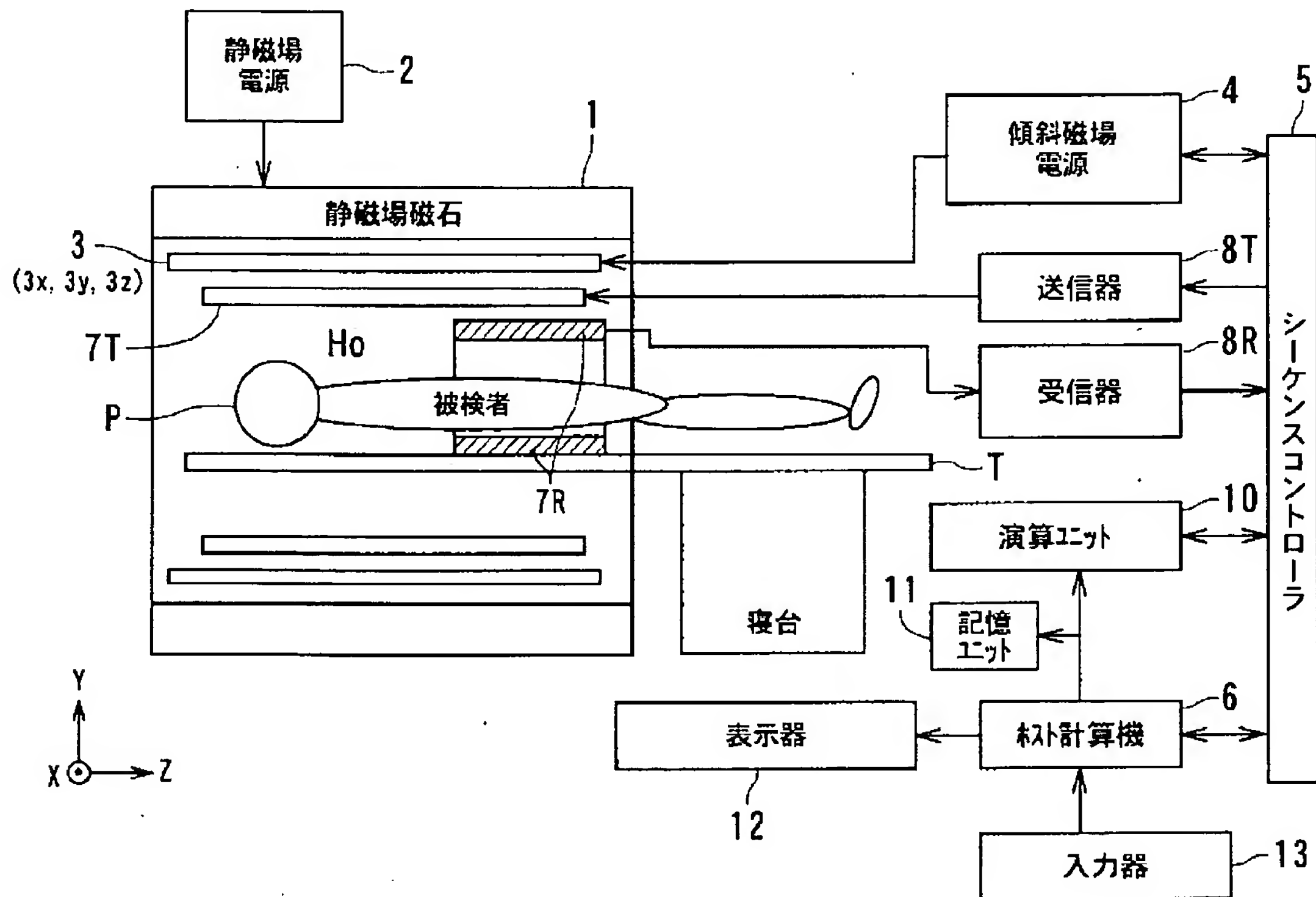
複数の領域の前記第1の空間上のデータのうち少なくとも1つの領域のデータを第2の空間上のデータに変換する第1のデータ変換部と、

前記第2の空間上のデータに補正を行う補正部と、

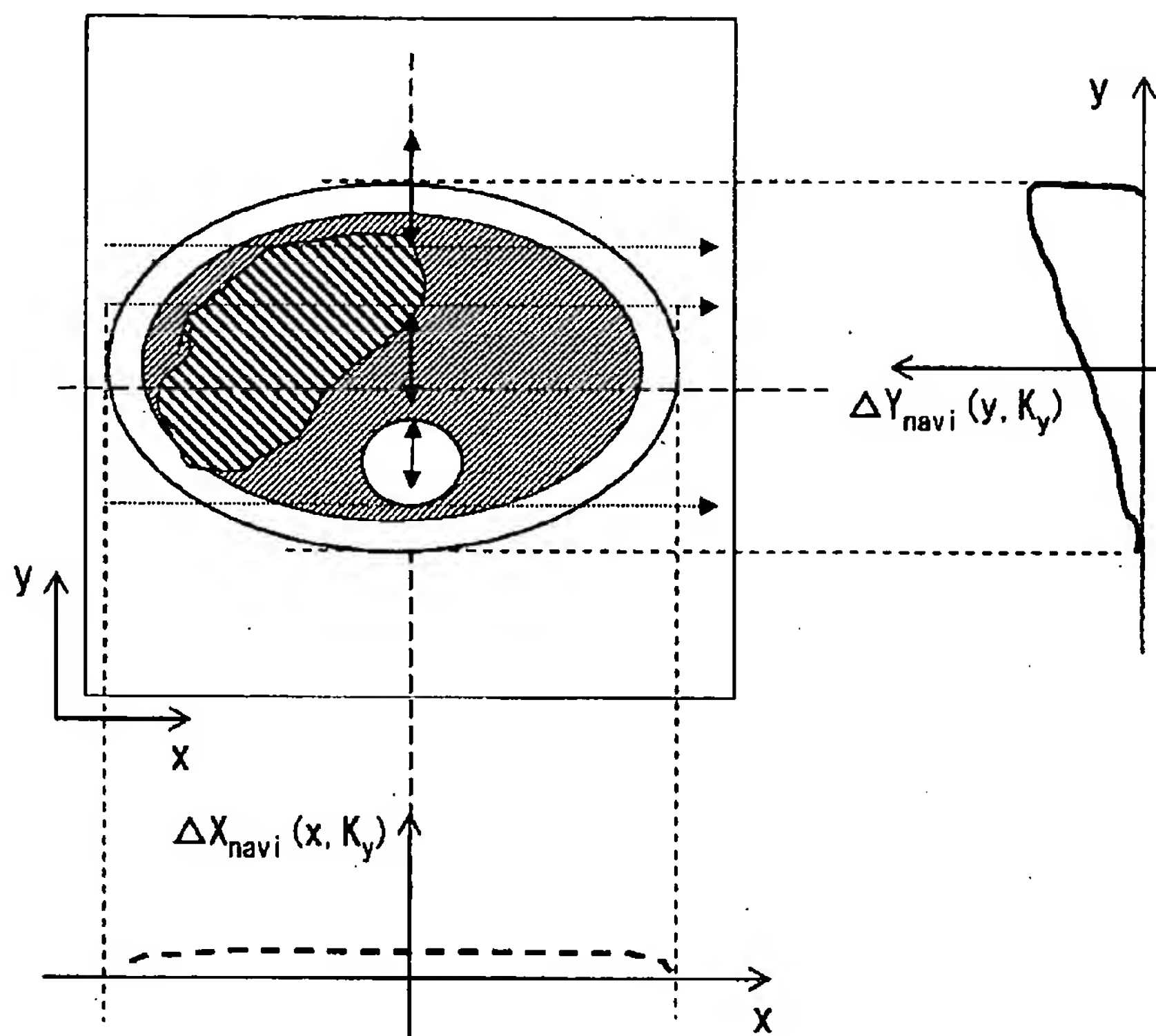
前記補正後における前記第2の空間上のデータを前記第1の空間上のデータに変換する第2のデータ変換部と、

を備える画像データ補正装置。

[図1]

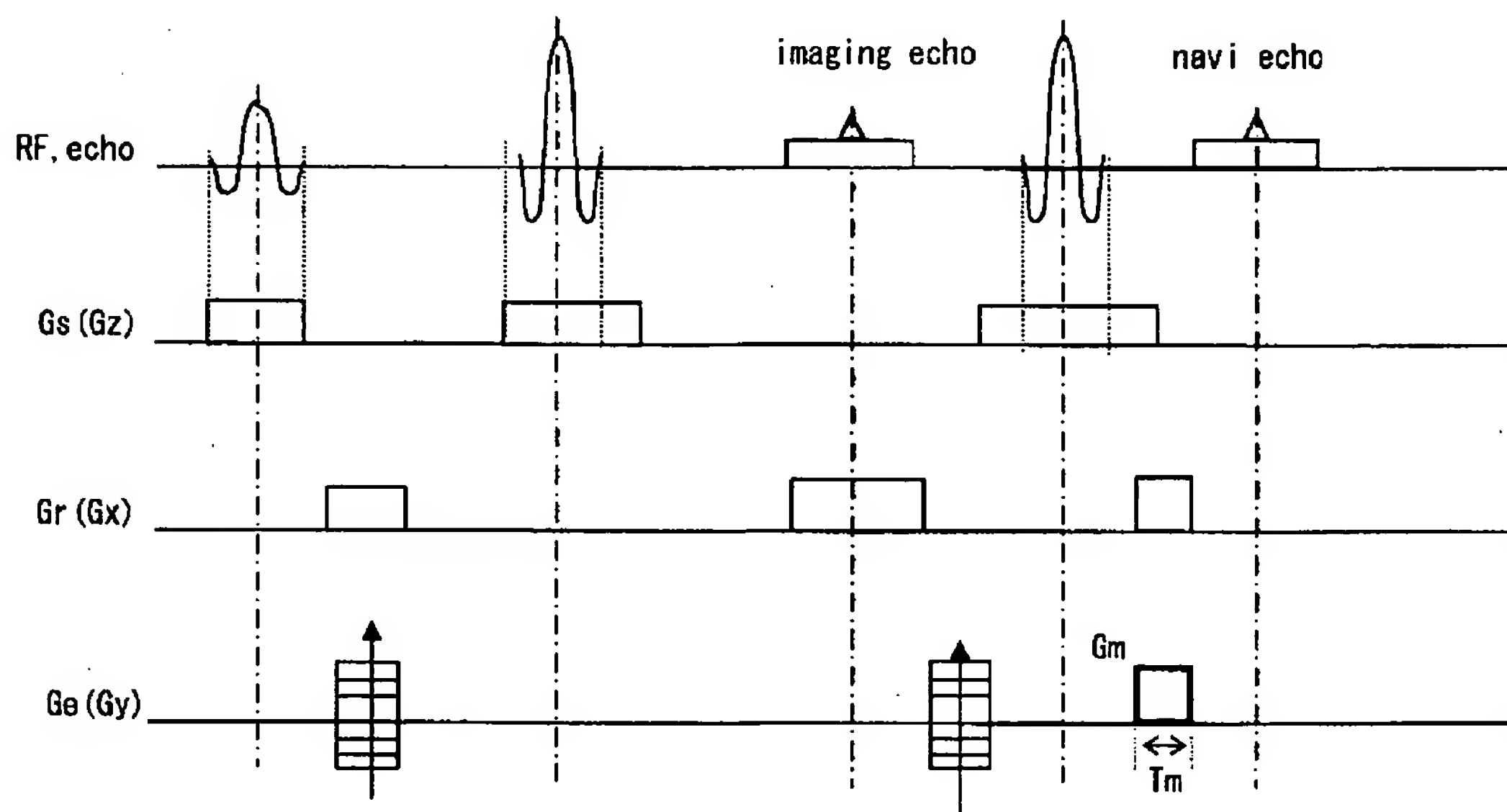


[図2]



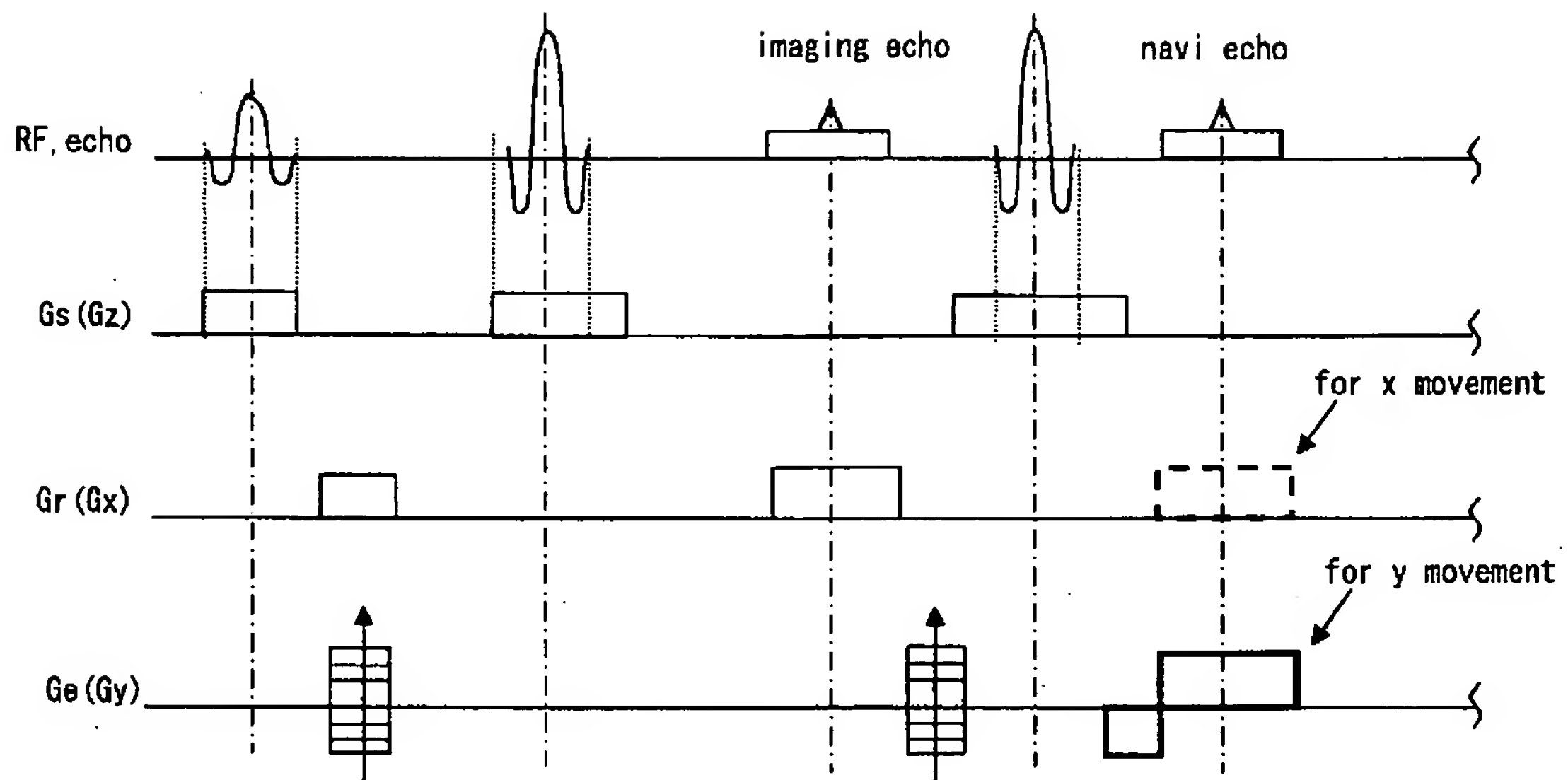
[Characteristics of motion in abdominal axial MR image]

[図3]



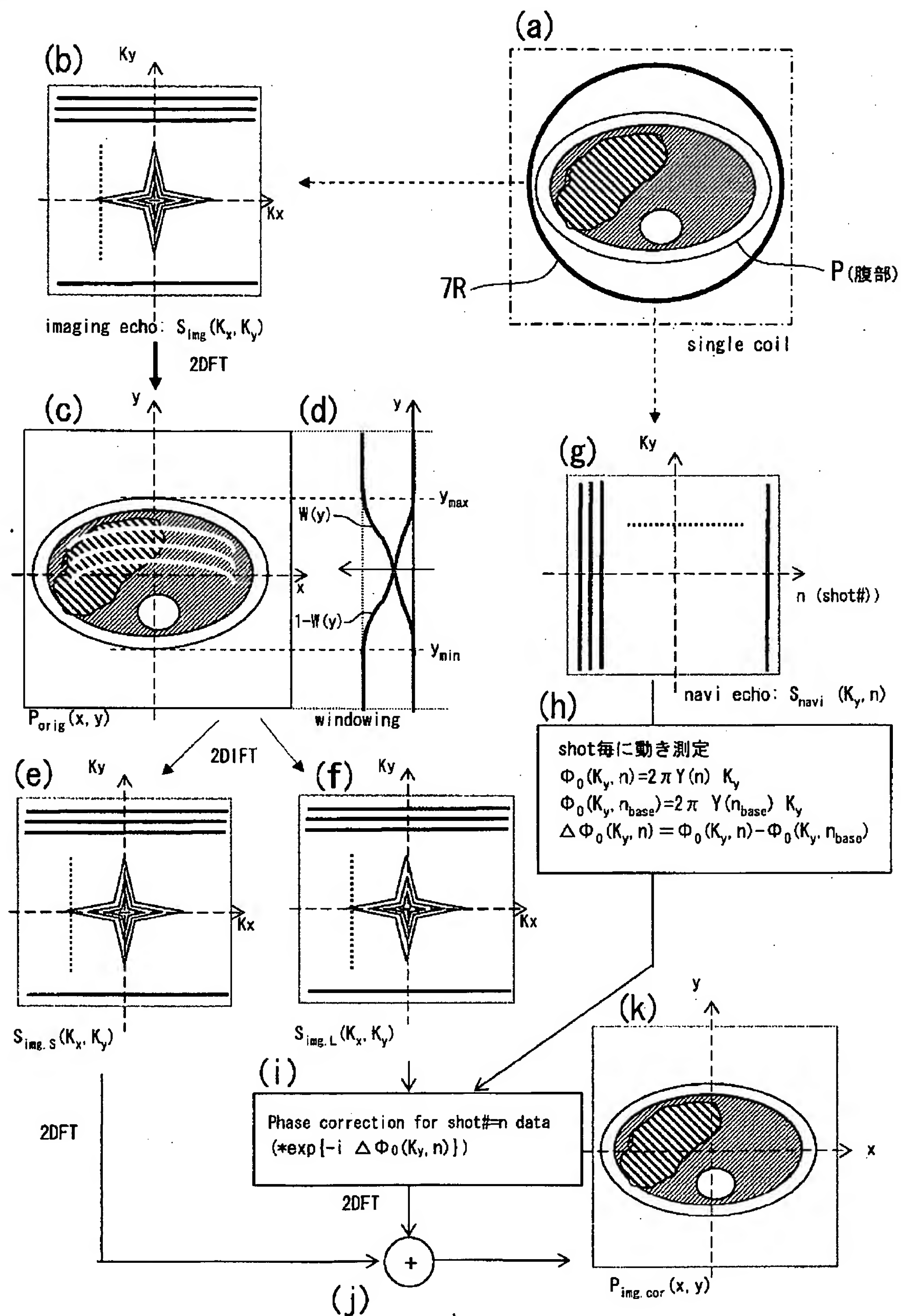
[Pulse sequence for spin warp and navigator echo-#1
(imaging: R0:x, 1D line by line phase measurement mode of
moving in y direction)]

[図4]



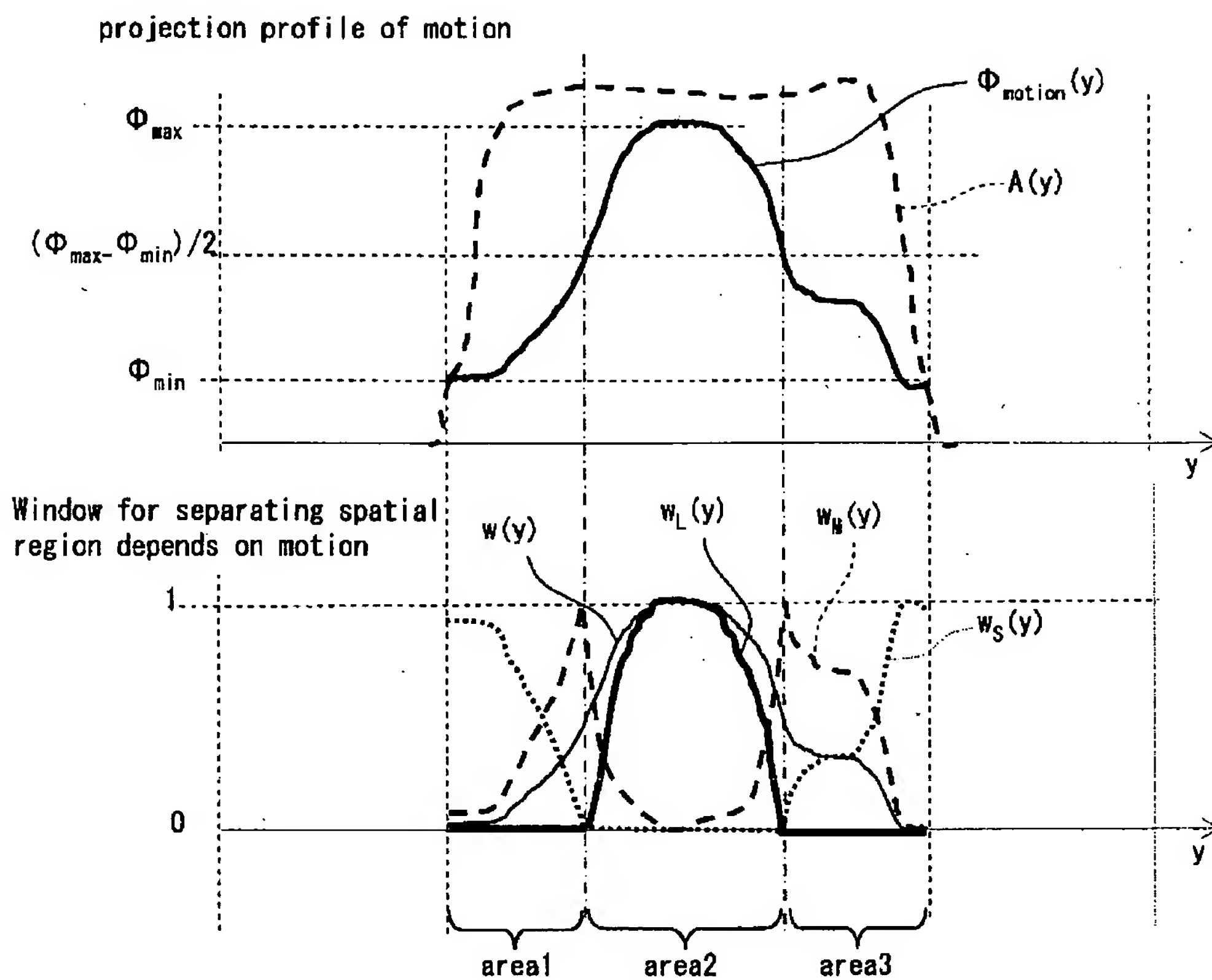
[Pulse sequence for spin warp and navigator echo #2
 (imaging: R0:x, 0'th order phase measurement of moving in y
 direction)

[図5]



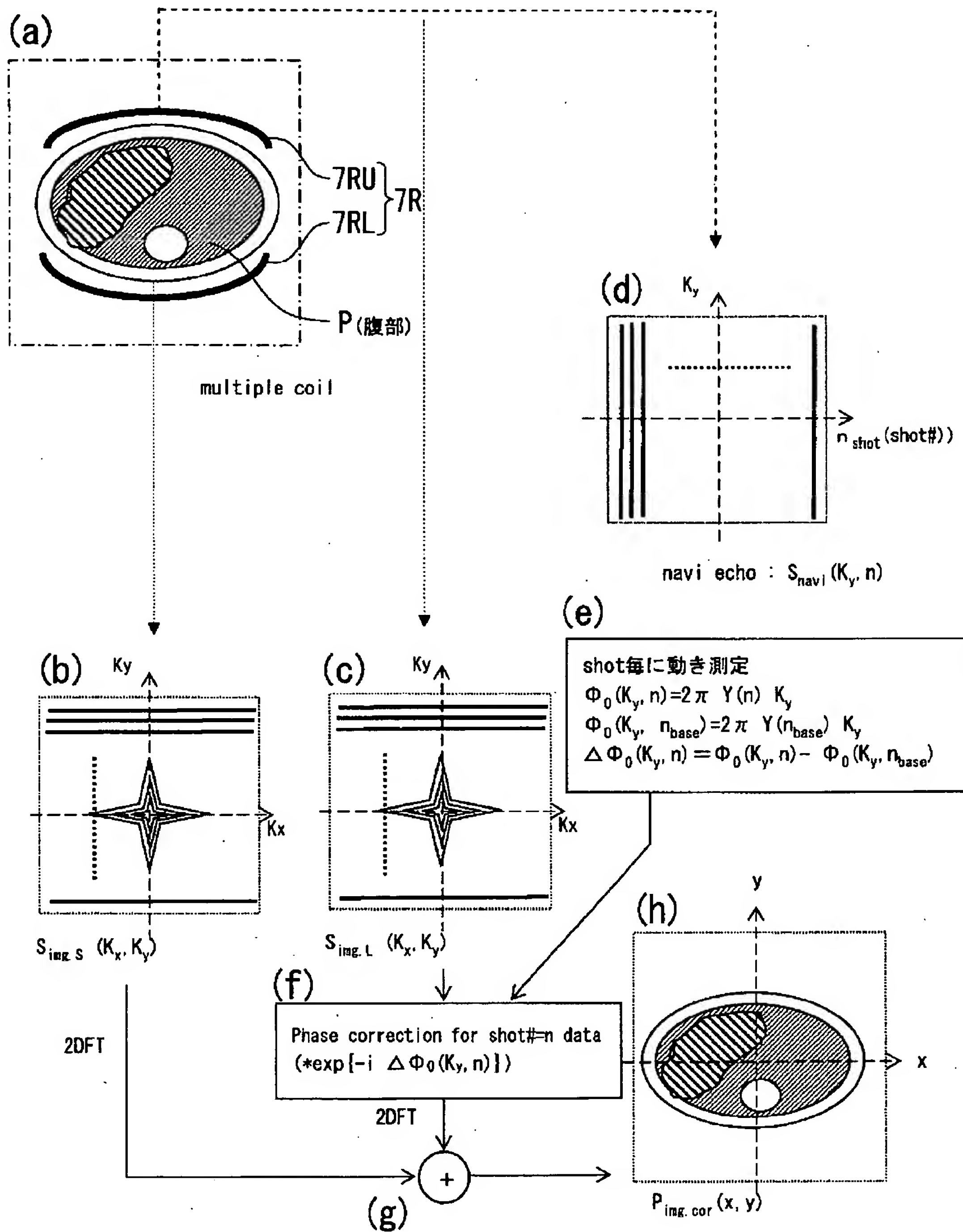
[Processing flow diagram of nonlinear motion correction using
1D navigator echo(単一コイルを用いた場合)]

[図6]



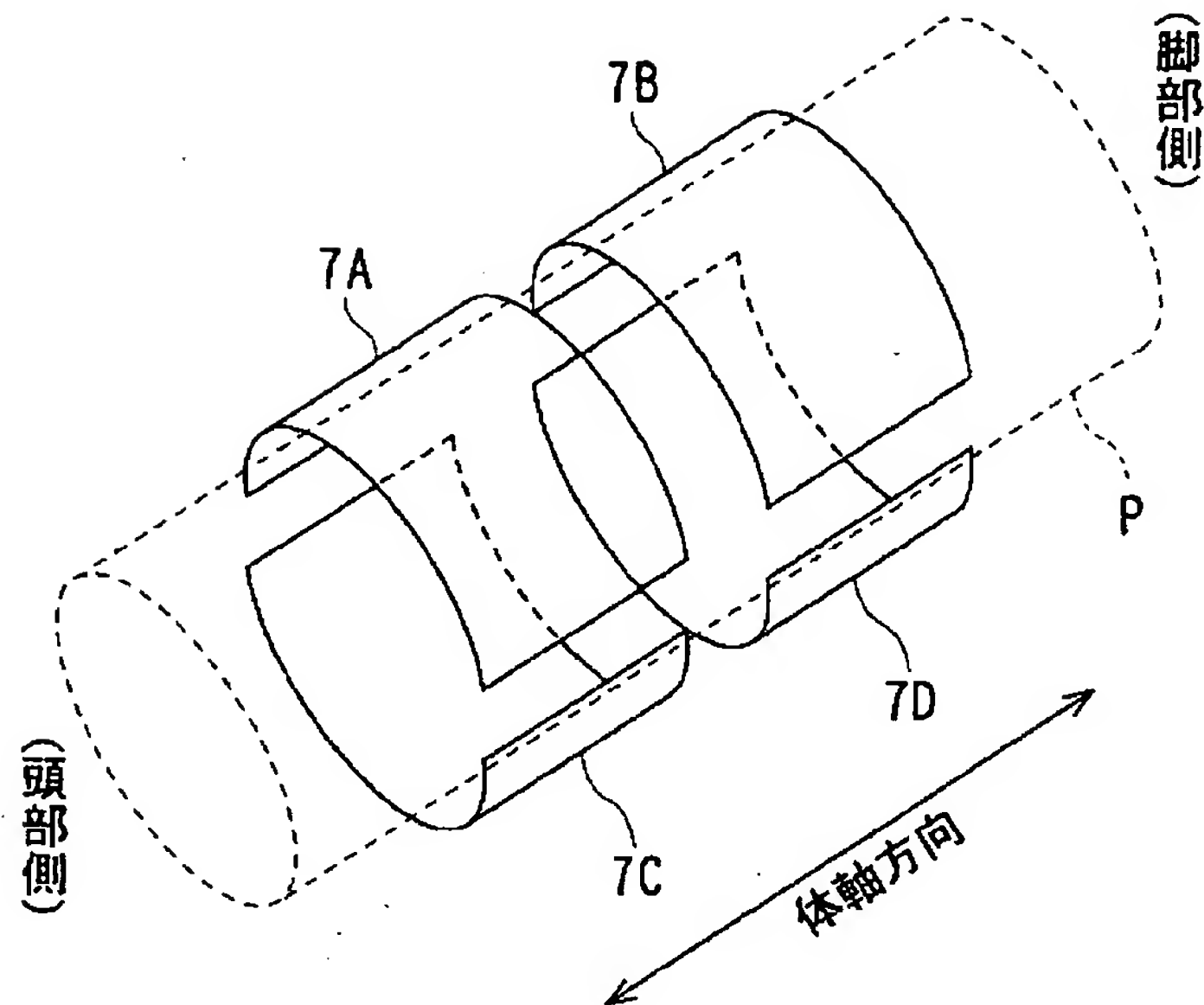
[projection profile測定モードで空間領域3分割のwindow例]

[図7]

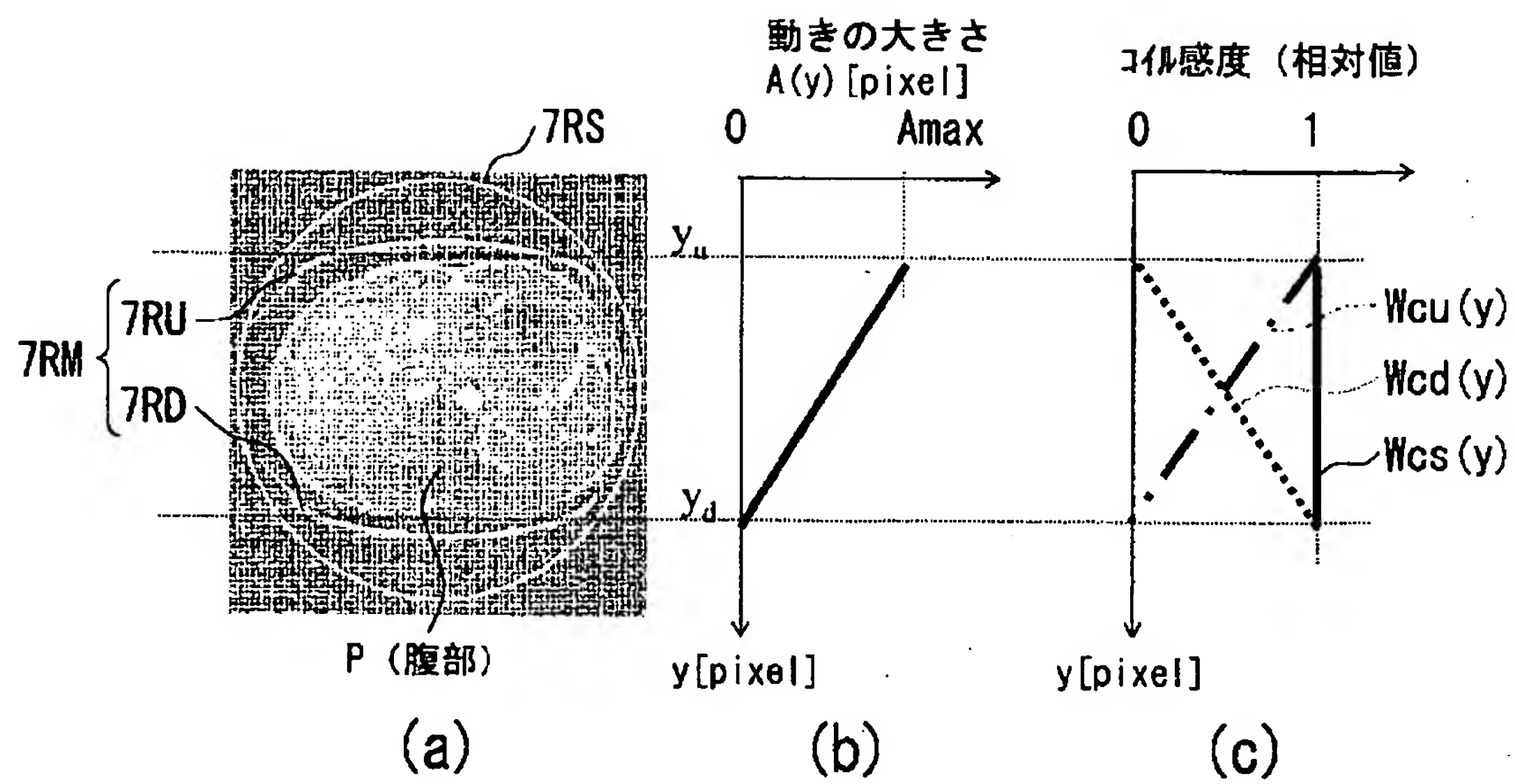


〔 Processing flow diagram of nonlinear motion correction using 1D navigator echo (マルチコイルを用いた場合の処理フロー) 〕

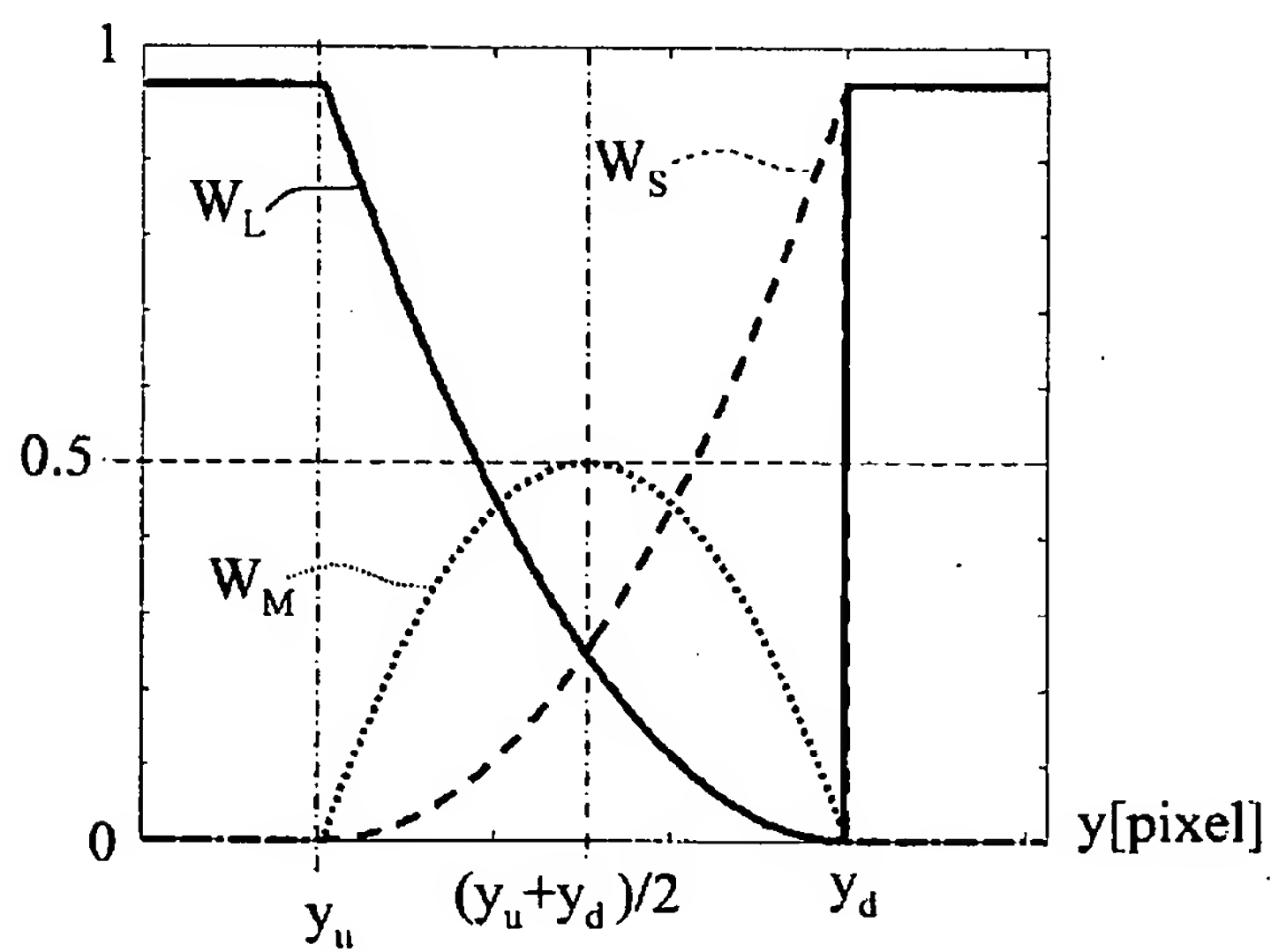
[図8]



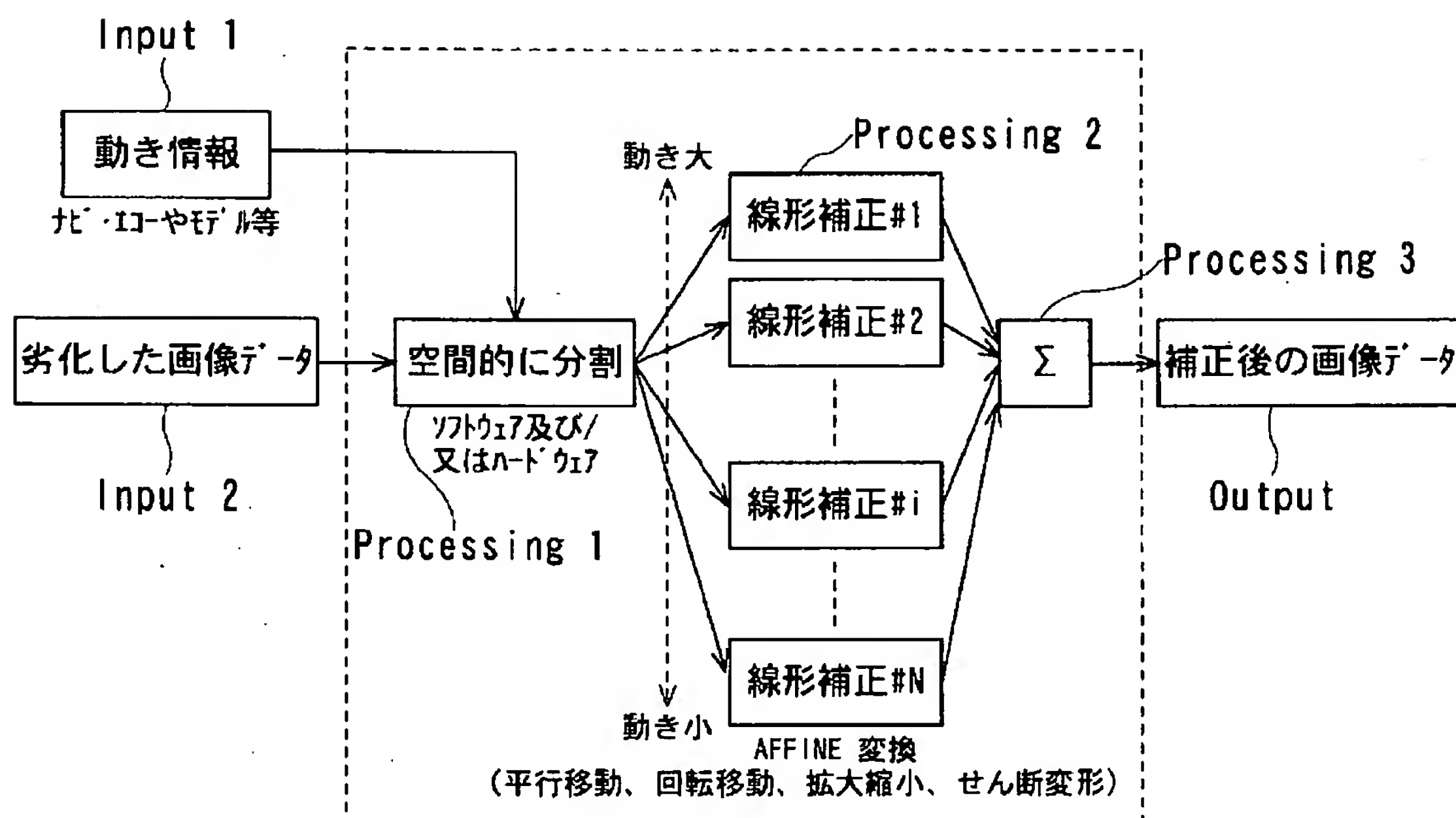
[図9]



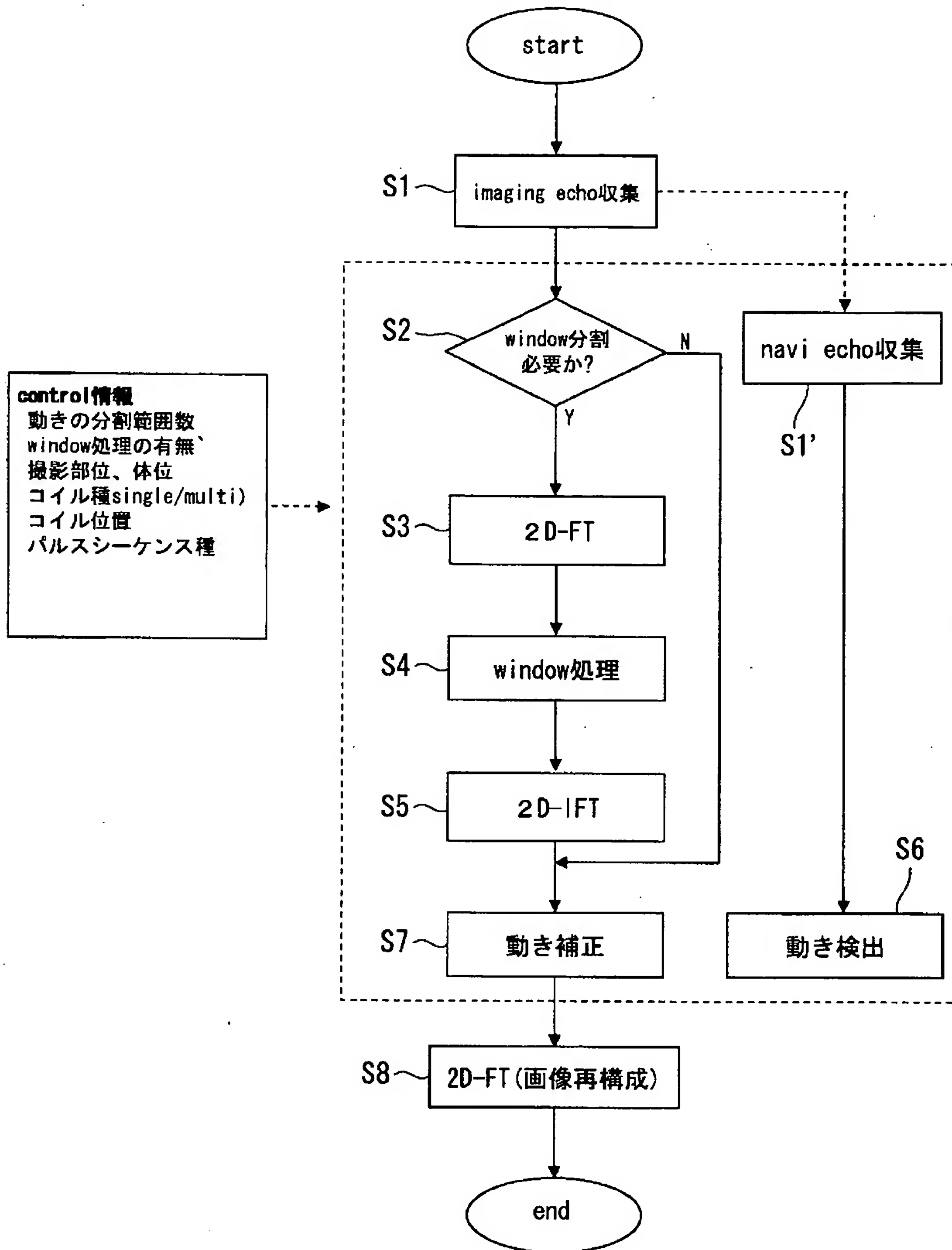
[図10]



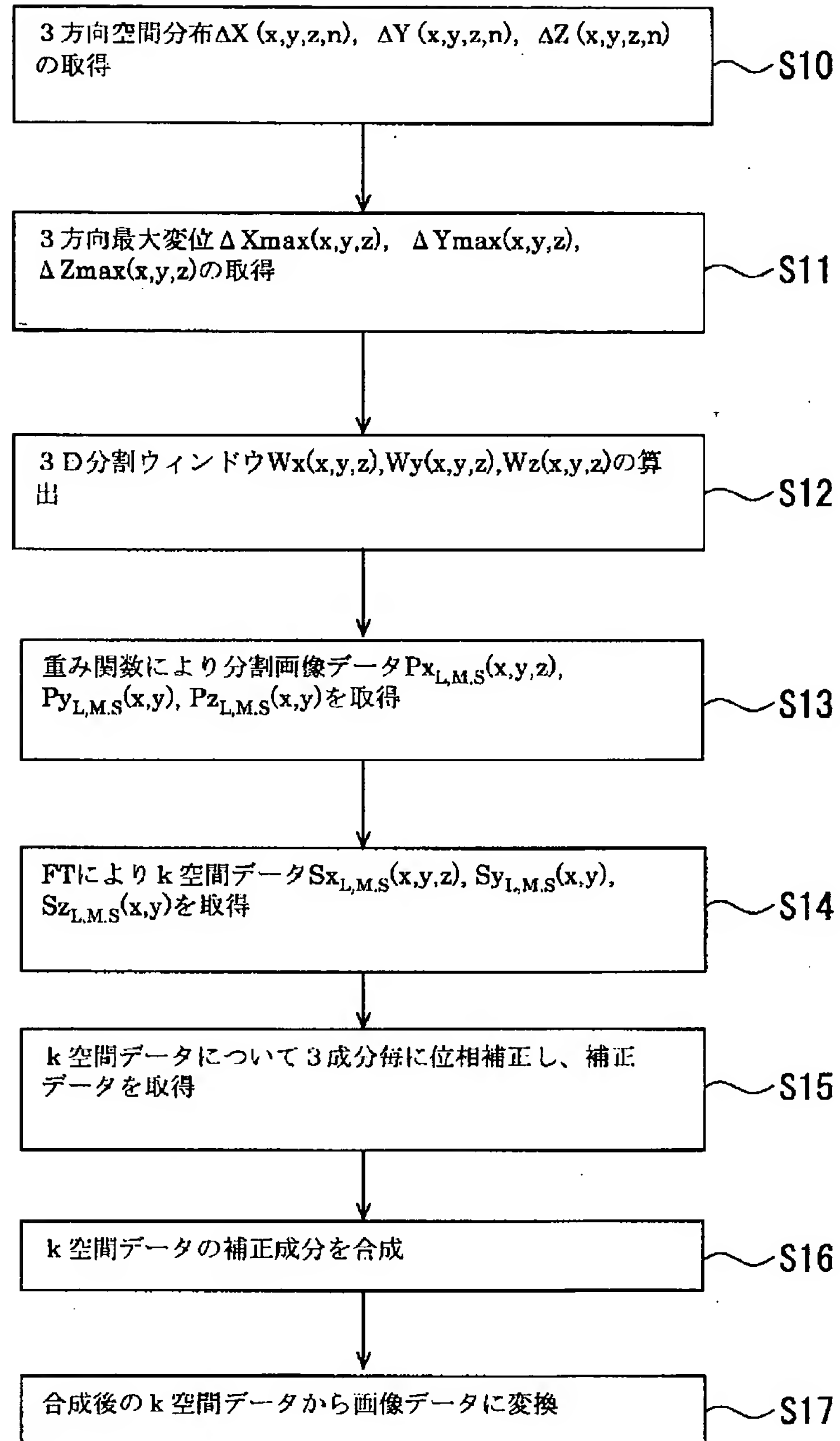
[図11]



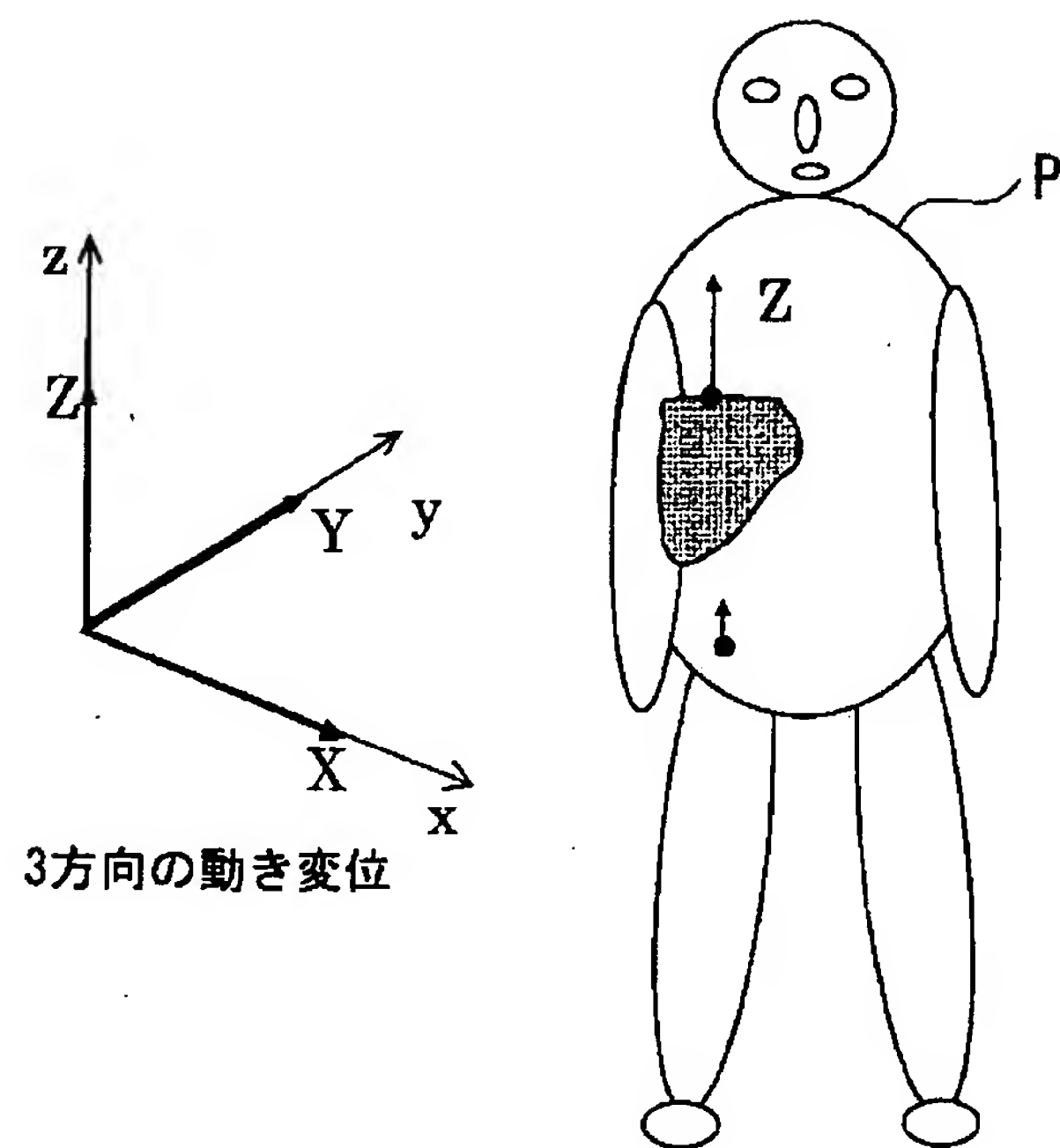
[図12]



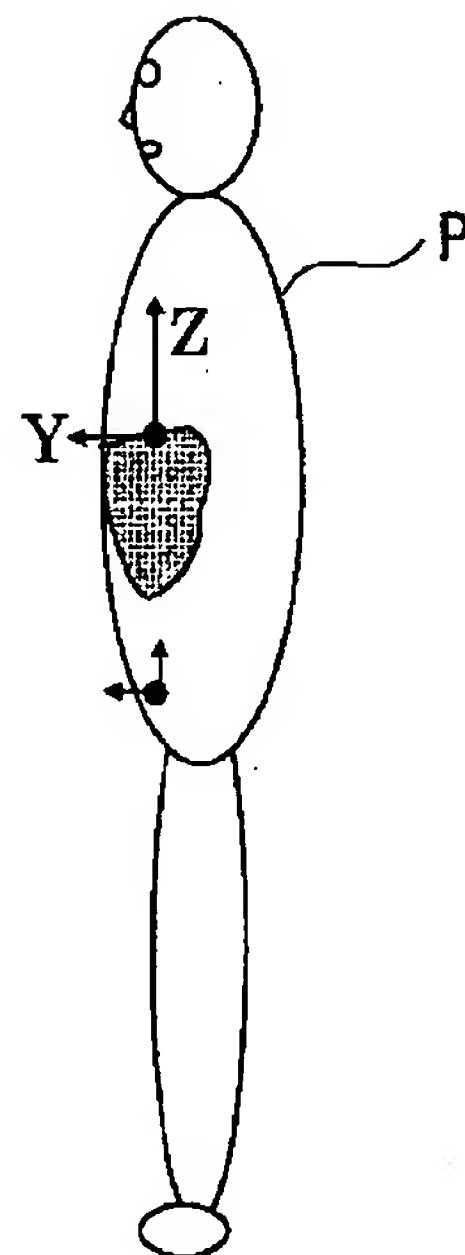
[図13]



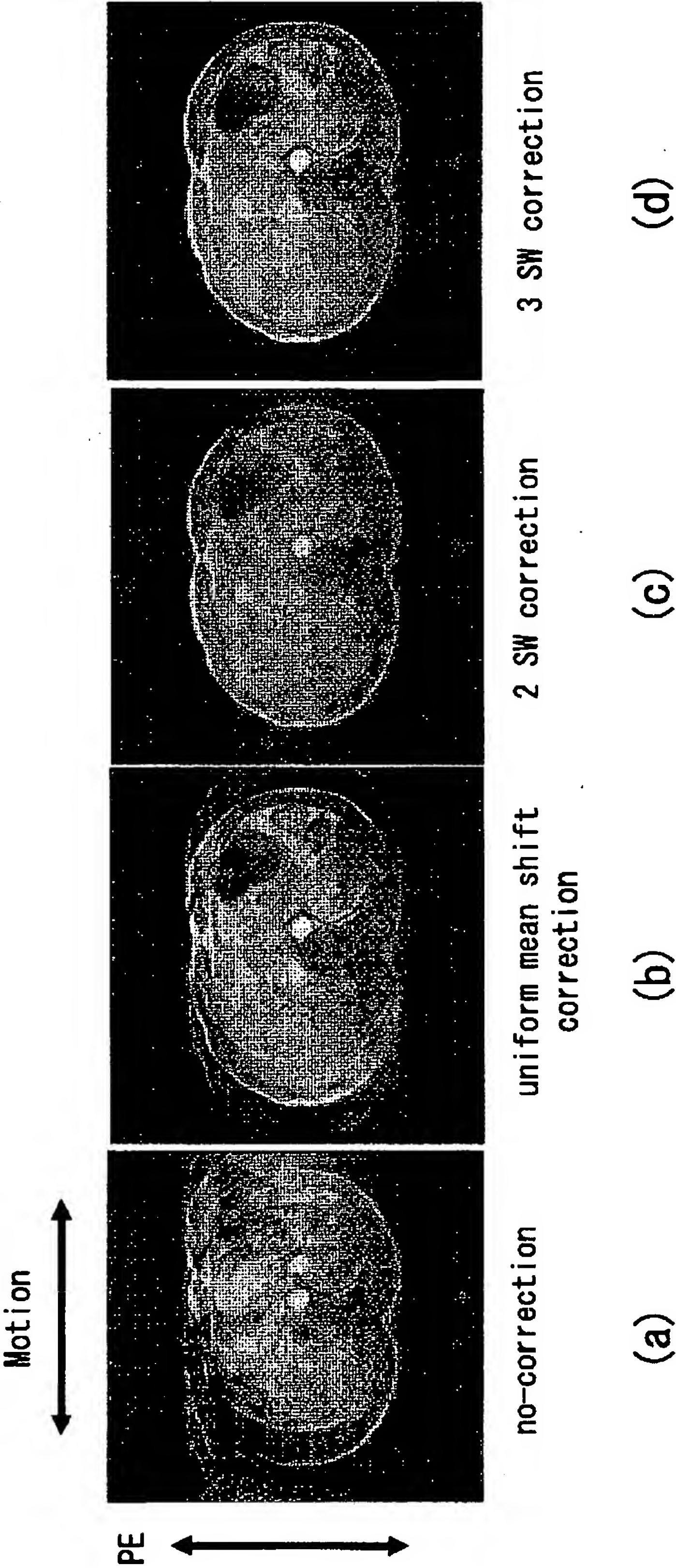
[図14]



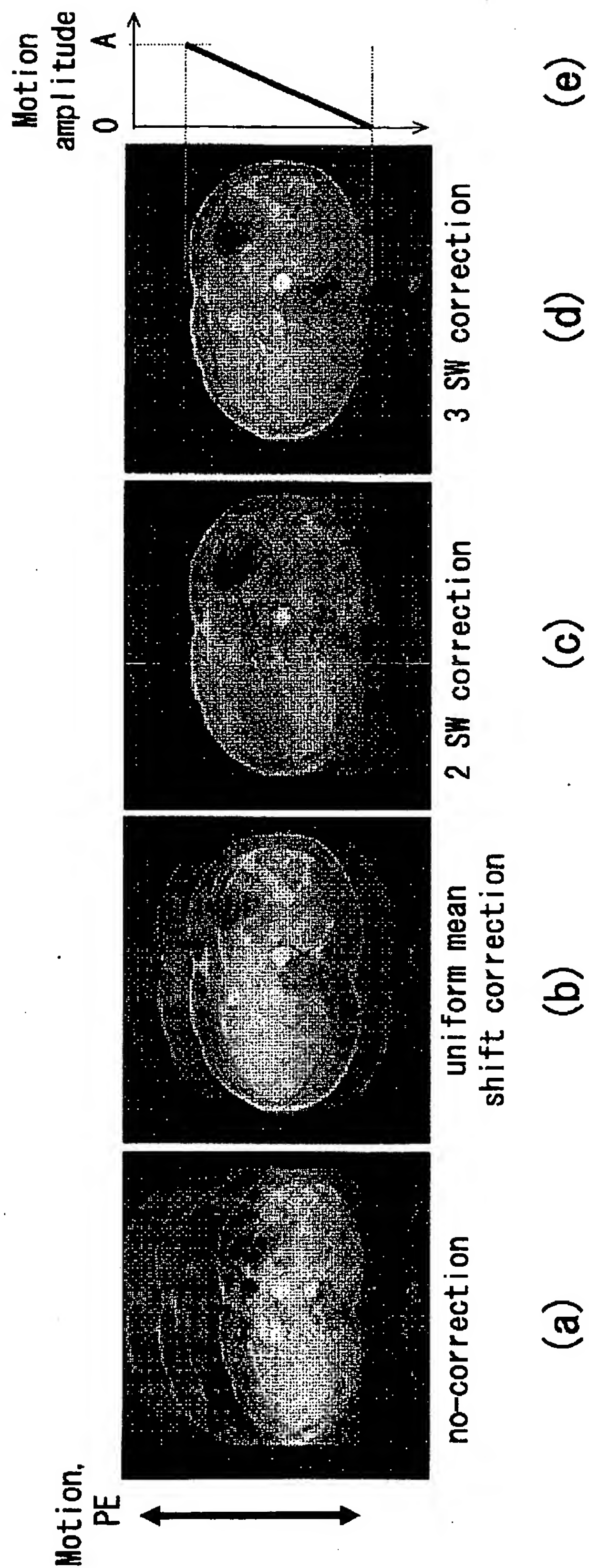
[図15]



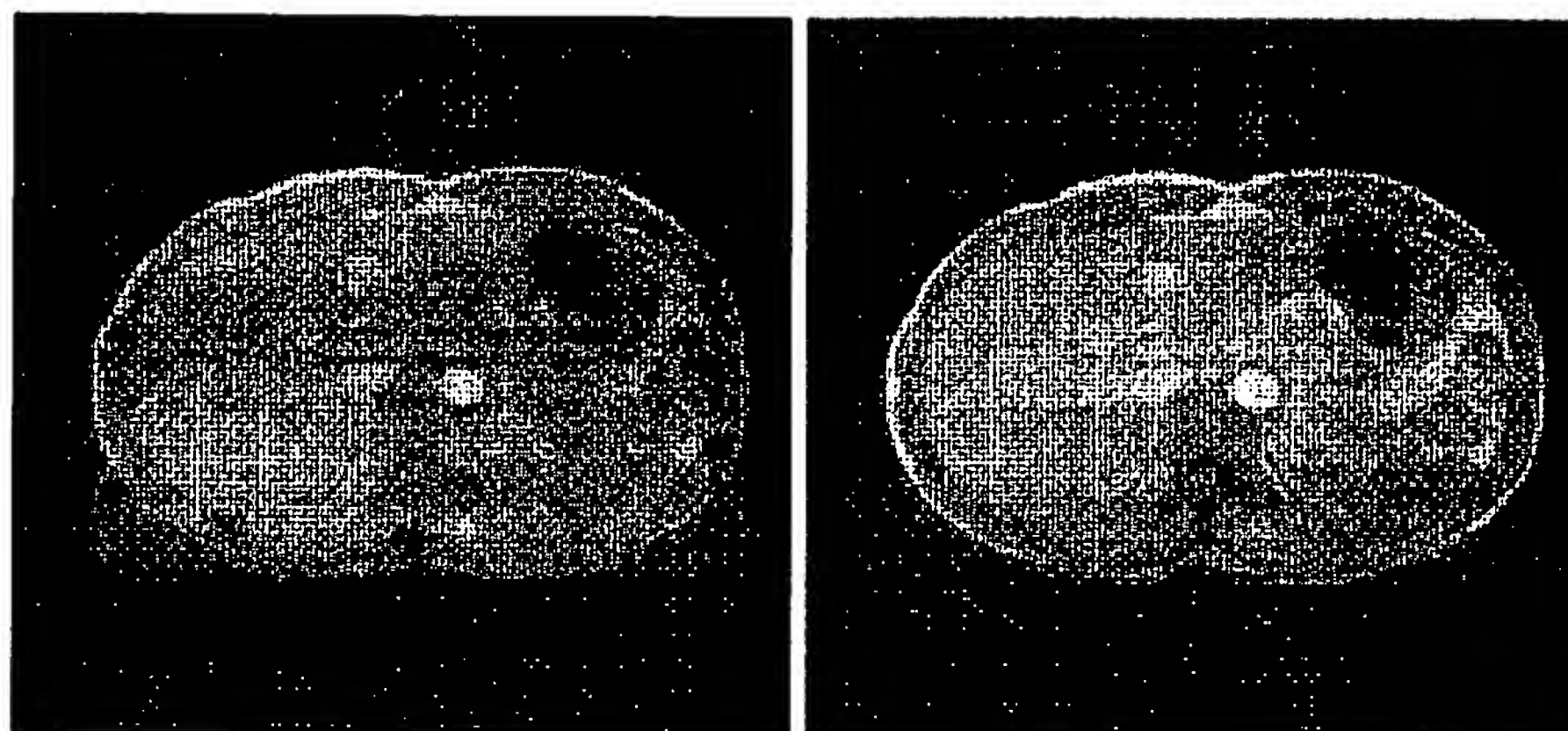
[図16]



[図17]



[図18]



2 SW (including air)
correction

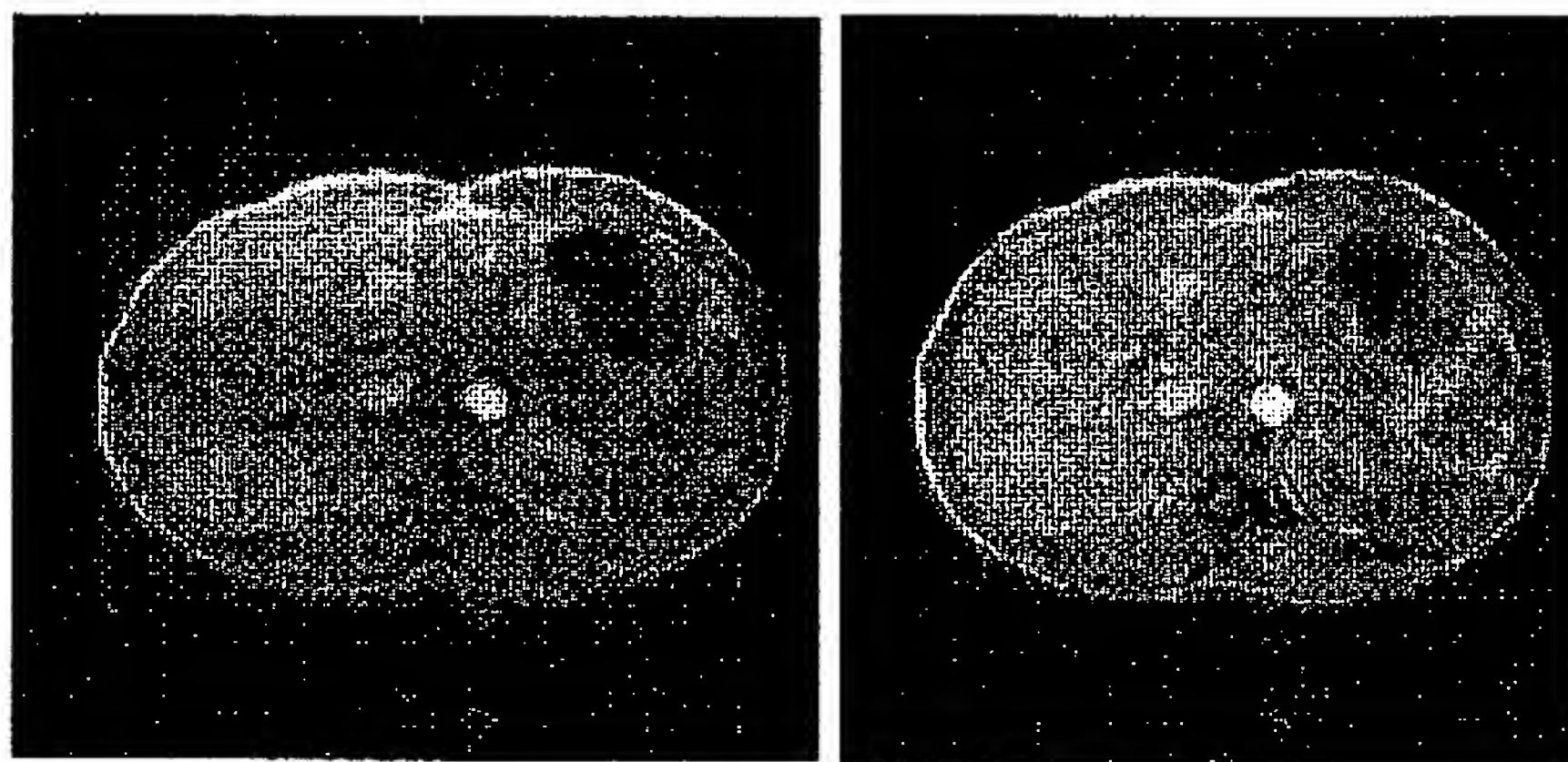
(a)

3 SW (including air)
correction

(b)

single-coil imaging

[図19]



no SW correction

(a)

+2 SW correction

(b)

multi-coil imaging